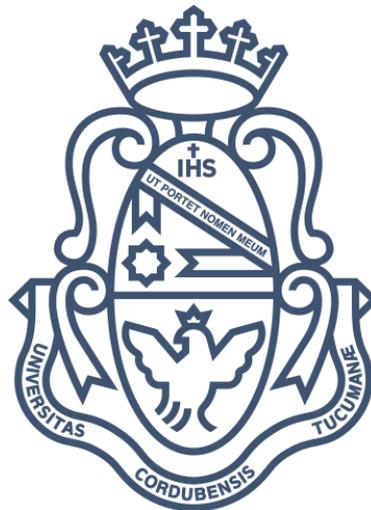


Universidad Nacional de Córdoba – Facultad de Ciencias Exactas Físicas y
Naturales
Ingeniería Biomédica

Proyecto Integrador

Diseño de ergómetro para atletas de alto rendimiento deportivo en silla de ruedas



Alumno:

Mariano Franco Podio

Matrícula:

32.495.066

Asesor 1:

Ing. Beltramone, Diego Antonio

Asesor 2:

Ing. Del Aguila Heidenreich, Ronald

Asesor 3:

Ing. Corominas, Alfredo



Córdoba, Abril del 2017

Agradecimientos

En el desarrollo del presente Proyecto Integrador han participado y colaborado varias personas y entidades sin las cuales hubiera sido mucho más difícil de realizar. A todos y cada uno de ellos deseo expresar desde aquí mi más profundo y sincero agradecimiento:

- A los más importantes, mis padres, La Profesora Viviana Bertone de Podio y el Dr. Ricardo Podio, por todo, ya que sin ellos, nada de esto hubiera sido posible. Mi eterno agradecimiento y amor no es suficiente.
- A uno de mis asesores de Proyecto Integrador el Ing. Diego Beltramone, por su colaboración, asesoramiento y aliento en el desarrollo de todo el trabajo. A él, en primer lugar, debo agradecer el camino recorrido, durante el cual me ha demostrado su calidad como profesional y, sobre todo, su valía como persona. Puedo estar orgulloso de haber tenido un excelente director. Espero que en el futuro, pase lo que pase, siga teniendo en él a un gran amigo.
- Al Ingeniero Alfredo Corominas, por su enorme ayuda, colaboración y predisposición. Por emplear tanto de su tiempo en ayudarme y su continuo apoyo. La máxima de las apreciaciones y gratitudes. Espero, también, que en el futuro sigamos siendo grandes amigos.
- A mi otro asesor el Ingeniero Ronald Del Aguila Heidenreich, por su buena predisposición para ayudarme con detalles del proyecto y poder contar con él. Muy agradecido y espero seguir en contacto en el futuro.
- A mi primo político y querido amigo, el Dr. Sebastián Balestrini, por su apoyo en este Proyecto Integrador al permitirme entrar a su centro médico y colaborar en lo que fuere necesario.
- A los profesionales del Centro de Alto Rendimiento Deportivo de Córdoba (C.A.R.D), en especial al Dr. Rodolfo Nemo, por su colaboración y buena predisposición para ayudar con este trabajo.
- A mi tía Tete y Cuca, por su apoyo incondicional y afecto. Siempre puedo contar con ellas.

Pagina en blanco intencional

Resumen

El presente trabajo trata sobre el desarrollo de diseño de un dispositivo para el sensado y registro de datos médicos relevantes a personas en silla de ruedas a través del diseño de un ergómetro adaptado.

Se sabe que en las ergometrías comunes¹, ya sea en cinta o en cicloergómetro, consisten en una prueba de esfuerzo controlada, de incremento gradual, en el cual se registran simultáneamente electrocardiogramas, presión arterial y frecuencia cardíaca en cada etapa del estudio.

El objetivo es detectar o descartar alteraciones cardíacas durante el esfuerzo y, en caso de deportistas, evaluar la capacidad al ejercicio antes de iniciar una práctica deportiva.

Según lo investigado y consultado a profesionales del área, realizar un estudio de este tipo a personas usuarias de silla de ruedas que se asemeje a las ergometrías comunes (éstas se realizan mediante bicicletas fijas) no es del todo posible. Se propone, que mediante el diseño de un ergómetro adaptado, se pueda realizar la misma prueba o test, y cada paciente o atleta pueda utilizar su propia silla de ruedas. La razón de esto, es que simule el andar en la vida real.

Para el diseño se tuvieron en cuenta las necesidades de los médicos del C.A.R.D (Centro de Alto Rendimiento Deportivo de la Provincia de Córdoba) que están acostumbrados al uso de cicloergómetros, de modo tal de facilitar su utilización y que sea lo más familiar posible tanto para el usuario como para los profesionales.

¹ http://www.fbbva.es/TLFU/microsites/salud_cardio/mult/fbbva_libroCorazon_cap5.pdf.

Contenido

Agradecimientos.....	- 1 -
Resumen.....	- 3 -
Contenido.....	4
Índice de Ilustraciones.....	7
Índice de Tablas.....	9
Introducción.....	10
Objetivos.....	12
Objetivos Generales.....	12
Objetivos Específicos.....	13
Marco Teórico.....	14
Origen del Trabajo.....	14
Discapacidad y Deporte adaptado.....	15
Definición de Discapacidad.....	15
Deporte adaptado.....	18
Origen del deporte adaptado.....	18
Atletismo en silla de ruedas.....	21
Clasificación funcional.....	22
La ciencia e investigación del deporte adaptado.....	25
Pruebas de valoración para deportistas.....	26
Bases Fisiológicas.....	26
Tipos y protocolos de pruebas de esfuerzo.....	28
Umbral anaeróbico.....	29
Umbral anaeróbico en función de la frecuencia cardíaca.....	30
Ergometría.....	33
Principios generales de la ergometría.....	35
Antecedentes.....	35
Interpretación de la prueba de esfuerzo.....	37
Criterios de positividad de isquemia miocárdica.....	37
Ejemplos de Ergometría.....	39
Deportistas en silla de ruedas.....	42
Clasificación funcional de atletas en silla de ruedas.....	42

Fisiología del deporte en silla de ruedas.....	44
Metabolismo aeróbico en deportistas en silla de ruedas	44
Metabolismo anaeróbico en deportistas en silla de ruedas	45
Conclusión de Marco Teórico.....	46
Material y Métodos	47
Introducción	47
Estudio y caracterización	47
La silla de ruedas.....	48
Diseño del ergómetro.....	53
Características de una silla de ruedas de competición	54
Silla de ruedas.....	54
Paciente.....	54
Silla de ruedas de competición.....	54
Características del ergómetro	55
Características mecánicas	56
Rampa de acceso	57
.....	57
Plataforma.....	58
Rodillos y volante de inercia	60
Principios físicos	60
Explicación del sistema mecánico.....	61
Dimensiones de los rodillos	63
Volante de inercia	64
Análisis de fuerzas aplicadas al volante de inercia	66
Variables que tienen influencia en el volante de inercia.	68
Desarrollo métrico silla de ruedas.....	69
Modo de funcionamiento.....	70
Anclajes y Barandas de seguridad.....	71
Muestra de datos.....	72
Ciclocomputador	72
Ciclocomputador aplicado a ergómetro	74
Plano del ErgoWheel.....	76
Modelo 3D.....	78

.....	84
Analisis de costos.....	85
Conclusiones.....	86
Inconvenientes.....	88
Mejoras y futuros desarrollos.....	92
Bibliografía y Referencias	93
Ley Nacional 24.314. Accesibilidad de personas con movilidad reducida.	102
CAPITULO IV - Accesibilidad al medio físico	102
Aluminio 6061 Datasheet	107
Anexos	109
Calculo peso de rodillo.....	109
Calculo peso de volante de inercia	110

Índice de Ilustraciones

Ilustración 1 – Ergómetro de manivela	11
Ilustración 2 - Distribución porcentual de la población con una sola dificultad o limitación permanente	17
Ilustración 3 - Deportes paraolímpicos de silla de ruedas Río 2016	21
Ilustración 4 - Modificaciones de la oferta y la demanda de oxígeno durante el ejercicio	27
Ilustración 5 - Cinta Treadmill	29
Ilustración 6 – Punto de deflexión de la FC en sujeto bien entrenado al 88% del máximo.	31
Ilustración 7 – Depresión del segmento ST	37
Ilustración 8 – Onda cardíaca normal.	38
Ilustración 9 - Cicloergómetro	39
Ilustración 10 – Ergómetro de remo.....	40
Ilustración 11 – Ergómetro para esquí.....	40
Ilustración 12 – Ergómetro de natación	41
Ilustración 13 – Ergómetro de silla de ruedas con tapiz	41
Ilustración 14 – Componentes de una silla de ruedas, (A) Asiento, (B) Respaldo, (C) Reposapiés, (D) Reposabrazos, (E) Reposapiernas, (F) Mangos de empuje, (G) Ruedas giratorias, (H) Ruedas propulsoras, (I) Aros propulsores, (J) Barras de cruceta, (K) Barras de inclinación.	48
Ilustración 15 - Dimensiones antropométricas aplicadas en silla de ruedas.	51
Ilustración 16 – Valores recomendados para una correcta adaptación.	52
Ilustración 17 - Medidas de silla de ruedas de competición.....	54
Ilustración 18 – Medidas de silla de ruedas de competición (frente).	55
Ilustración 19 - Rampa de acceso y egreso (vista lateral).	57
Ilustración 20 – Rampa de acceso y egreso (vista superior)	57
Ilustración 21 – Plano de plataforma.	58
Ilustración 22 – Sistema de Volante de inercia	61
Ilustración 23 – Ruedas motrices sobre pareja de rodillos.....	62
Ilustración 24 – Plano de rodillos	65
Ilustración 25 – Plano de volante de inercia	66
Ilustración 26 – Diagrama de fuerzas aplicadas en el volante de inercia. .	69
Ilustración 27 – Algunos modelos de ciclocomputador.	73
Ilustración 28 - Posiciones del imán y el sensor.	74
Ilustración 29 – Soporte con pivot para velocímetro.	75
Ilustración 30 – Imagen del ErgoWheel (frontal).....	78
Ilustración 31 - Imagen del ErgoWheel (trasera)	78
Ilustración 32 - Imagen del ErgoWheel (izquierda)	79
Ilustración 33 - Imagen del ErgoWheel (derecha).....	79
Ilustración 34 - Imagen del ErgoWheel (superior).....	80

Ilustración 35 - Imagen del ErgoWheel (Inferior)	80
Ilustración 36 - Imagen del ErgoWheel (iso superior)	81
Ilustración 37 - Imagen del ErgoWheel (iso inferior)	81
Ilustración 38 – Imagen ErgoWhell con silla de ruedas estándar.	82
Ilustración 39 - Imagen ErgoWhell con silla de ruedas estándar y persona.	83
Ilustración 40 - Imagen ErgoWhell con silla de ruedas estándar, mostrando posición.	84
Ilustración 41 - Diseño al nivel del suelo (vista lateral).	88
Ilustración 42 - Diseño al nivel del suelo (vista superior).	88
Ilustración 43 - Pantalla táctil (vista iso).....	89
Ilustración 44 - Diseño con rampas (vista lateral).	90
Ilustración 45 - Diseño con rampas (vista superior).	90
Ilustración 46 - Diseño con rampas (vista frontal).....	91

Índice de Tablas

Tabla 1 - Probabilidad de enfermedad coronaria según edad, sexo y síntomas.....	27
Tabla 2 – Clasificación de las diferentes sillas de ruedas según ISO 999949	
Tabla 3 – Tipos de sillas de ruedas	50
Tabla 4 – Dimensiones de sillas de ruedas más habituales.	52
Tabla 5 - Tabla de porcentajes longitudinales máximas para rampas interiores.....	56
Tabla 6 – Protocolo de Bruce modificado.	70
Tabla 7 – Analisis de Costos ErgoWheel.....	85

Introducción

Se estima que más del 15% de la población mundial está aquejada por la discapacidad en alguna forma, “Organización Mundial de la Salud”. (2014). mientras que en Argentina la cifra asciende a 12,9%, “Instituto Nacional de Estadística y Censos”. (2014). Cuando estas personas quieren acceder a algún dispositivo tecnológico (como por ejemplo una computadora personal o PC) o utilizar elementos de la vida diaria, generalmente se encuentran con interfaces que no están pensadas para ellas.

La valoración de los deportistas en condiciones de laboratorio es un objetivo de fisiólogos y biomecánicos desde hace décadas, “Biomecánica de la actividad física y el deporte: objetivos, principios y aparatos de medición”. (s.f). Para ello, es necesario disponer de sistemas ergométricos que permitan controlar las condiciones de ejecución de las pruebas, realizar simultáneamente las medidas, visualizarlas y/o almacenarlas para su análisis, permitiendo que simule el comportamiento deportivo lo más fielmente posible². Las ergometrías más comunes se hacen en bicicletas fijas.

La ergometría es uno de los exámenes no invasivos realizados con mayor frecuencia para estudiar a pacientes con sospecha de cardiopatía coronaria y determinar pronóstico y capacidad funcional en pacientes con enfermedad coronaria ya probada. Básicamente, el paciente debe pedalear en una bicicleta fija, durante un periodo de tiempo, a su vez, se le va agregando peso para ejercer una cierta resistencia.

Sin embargo, en el ámbito del deporte adaptado son casi inexistentes los sistemas ergométricos que permitan realizar la valoración de pacientes y/o deportistas, en condiciones similares a las de pista, es decir montados en su propia silla de ruedas, sin alteración del gesto de impulso y controlando en tiempo real y de forma flexible las condiciones del desarrollo de la prueba.

La solución más accesible y adoptada frecuentemente es la utilización de cicloergómetros manuales (de mesa), configurando sus bielas en paralelo de modo que se dé la embolada de forma simultánea y no alterna, consiguiendo un gesto algo parecido al de la propulsión en la silla.

² Aguado Jodar, X. (1991). *Eficacia y técnica deportiva: análisis del movimiento deportivo humano*. Barcelona: Inde.



Ilustración 1 – Ergómetro de manivela

En otros trabajos (Goosey y Campbell, 1998) se han empleado tapices rodantes motorizados y algunos autores recomiendan su utilización (Vanlandenwijk y Cols, 2001).

La idea de este Proyecto, nace de una necesidad del C.A.R.D por realizar ergometrías a deportistas en silla de ruedas. Al plantearse la posibilidad de realizar este proyecto, fue solicitado por los profesionales del centro, el poder diseñarlo e implementarlo en las instalaciones del mismo.

Antes de comenzar, cabe aclarar que este proyecto integrador no terminará solamente en el diseño del ergómetro, sino que, una vez aprobado por el Tribunal asignado por la Facultad de Ciencias Exactas, Físicas y Naturales de la Universidad Nacional de Córdoba, se procederá con la construcción del mismo. El motivo de haber presentado el diseño y no la implementación es por cuestiones económicas, debido a que el autor no puede afrontar sus costos. Sin embargo, se están realizando las gestiones en el Centro de Alto Deportivo de la Provincia de Córdoba (C.A.R.D) para conseguir los fondos necesarios debido al alto interés que se generó.

Objetivos

Objetivos Generales

El objetivo del presente trabajo ha sido diseñar un sistema ergométrico que reúna un conjunto de características que permitan su fácil utilización por profesionales pertinentes, que sea para usuarios en silla de ruedas -sean o no sean deportistas-, fácil de fabricar, eficiente y con el menor costo posible sin perder el rigor de exigencias y calidad.

Entre sus características podemos destacar:

- Accesibilidad autónoma para deportistas con discapacidad.
- Utilización de la propia silla de ruedas del usuario.
- Diseño seguro y anclaje de silla.
- Fácil aplicación de pesillas para regular la potencia.
- Estructura estable y cómoda para que el deportista pueda realizar la prueba de modo seguro.

Objetivos Específicos

A continuación se describirán los objetivos específicos del trabajo:

Diseñar un ergómetro para personas en silla de ruedas que sea:

1. Fácil de usar de forma autónoma.
2. Eficiente.
3. Durable.
4. Económico (dentro de lo posible).
5. Seguro.

Marco Teórico

Origen del Trabajo

Alrededor de octubre – noviembre del año 2015, el alumno Mariano Franco Podio se dispuso a buscar tema para el proyecto integrador, ya que estaba a punto de finalizar sus estudios.

El Ingeniero Diego Beltramone le propuso elaborar el diseño de un ergómetro para personas en silla de ruedas, que a su vez, esta idea provenía de la institución conocida como C.A.R.D (Centro de Alto Rendimiento Deportivo de la Provincia de Córdoba) ya que según lo enunciado por sus referentes del Centro e investigado por el propio alumno, en la actualidad no hay un dispositivo que permita a los atletas en silla de ruedas someterse a un estudio de este tipo en Córdoba o Argentina siquiera. Por lo tanto se limitan a realizarse las pruebas con ergómetros manuales, las que no cumplen con las características de uso y necesidad de medición de la ergometría en el uso real en silla de ruedas. Por esta razón, darles el apto médico se transforma en una situación con características distintas a la de un atleta de alto rendimiento común.

Desde ese entonces, el autor del Proyecto Integrador se ha dedicado a la investigación de cómo diseñar dicho ergómetro, con la ayuda del Ingeniero Beltramone, el Ingeniero Ronald del Águila y el Ingeniero Alfredo Corominas.

También se realizaron varias visitas al C.A.R.D para hablar con los médicos que realizan los test de esfuerzo, quienes son los que requieren el ergómetro para los atletas con discapacidad de miembros inferiores, el Dr. Rodolfo Nemo y la Dra. Ana Díaz, logrando una comunicación fluida, se logró captar las necesidades de ellos, y adaptarlas al diseño del ergómetro.

Discapacidad y Deporte adaptado

Definición de Discapacidad

Definir de forma rigurosa la discapacidad es algo más complejo de lo que a primera vista pudiera parecer. En lenguaje coloquial, los términos minusvalía y discapacidad aparecen muchas veces como sinónimos que se pueden utilizar para definir la misma situación, sin embargo el significado es diferente y la trascendencia para la persona puede ser radicalmente distinta. Conviene pues, diferenciar entre ambos términos y precisar la terminología.

Al enfrentarse al fenómeno de la discapacidad, la OMS (1980) distinguía en su Clasificación Internacional de Deficiencias, Discapacidades y Minusvalías (CIDDM) tres niveles claramente diferenciados:

- **Deficiencia:** Se entiende como cualquier pérdida o anomalía de un órgano o función anatómica, fisiológica o psicológica. Hace referencia a la alteración de la condición normal de la persona y se produce como consecuencia de una malformación congénita, una enfermedad adquirida, una lesión accidental, por el propio envejecimiento, etc. Esta pérdida o anomalía puede ser temporal o permanente e incluye el defecto de un órgano, la pérdida de un miembro, la alteración de las funciones mentales, etc. Existen deficiencias auditivas, visuales, esqueléticas, intelectuales, etc.
- **Discapacidad:** Debida a una deficiencia, hace referencia a la restricción o ausencia de la capacidad para realizar una actividad en la forma habitual para un ser humano. Se trata, pues, de una limitación funcional o una restricción de ciertas aptitudes que poseen la mayoría de las personas y refleja una alteración a nivel individual. Puede afectarse la capacidad para hablar, escuchar, ver, moverse, comportarse, etc.
- **Minusvalía:** Es una situación de desventaja como consecuencia de una deficiencia o discapacidad para un individuo determinado. Se produce cuando existe algo que limita o impide el desempeño de una función que sería normal para ese individuo, según su edad, sexo y factores sociales y culturales. Es un concepto asociado a las consecuencias sociales de la deficiencia y pueden producirse situaciones de minusvalía de independencia física, de orientación, de movilidad, de autosuficiencia económica, de ocupación, etc.

A modo de ejemplo, un traumatismo de columna vertebral puede producir como deficiencia la paraplejia (parálisis de los miembros inferiores), como discapacidad la limitación en la deambulaci3n y como minusvalía los problemas asociados al uso de una silla de ruedas para desplazarse (dificultad de acceso al transporte p3blico, al puesto de trabajo, etc.).

Estas definiciones se centran en el individuo y sus limitaciones, es decir, en las consecuencias de las enfermedades, ofreciendo soluciones m3dicas (prevenci3n o cura/adaptaci3n) pero sin contemplar soluciones sociales (aceptaci3n de la diferencia, igualdad de derechos, etc.).

Hoy en día, esta situaci3n est3 cambiando y est3 comenzando a considerarse que cualquier discapacidad es parte y ejemplo de la propia diversidad de la humanidad. Es por ello que la Clasificaci3n Internacional de Deficiencias, Discapacidades y Minusvalías ha sido revisada y sustituida por la Clasificaci3n Internacional del Funcionamiento, de la Discapacidad y de la Salud, conocida como CIF (OMS, 2001).

En esta nueva clasificaci3n desaparece el t3rmino “minusvalía” por su marcado car3cter peyorativo, el cual es sustituido por la expresi3n “restricciones en la participaci3n”, que hace referencia a los problemas que puede experimentar un individuo para implicarse en situaciones vitales, las cuales vienen determinadas por la comparaci3n de la participaci3n de esa persona con la participaci3n esperable de una persona sin discapacidad en esa cultura o sociedad.

La deficiencia se sigue definiendo como la anormalidad o p3rdida de una estructura corporal o de una funci3n fisiol3gica (incluyendo las funciones mentales), pero se matiza que con “anormalidad” se hace referencia, estrictamente, a una desviaci3n significativa respecto a la norma estadística establecida y que s3lo debe usarse en este sentido.

La discapacidad se define ahora como un t3rmino gen3rico que incluye d3ficits, limitaciones en la actividad (dificultades que un individuo puede tener para realizar actividades) y restricciones en la participaci3n.

Para comprender la magnitud del fen3meno de la discapacidad en la sociedad actual, se han revisado estudios publicados en Argentina por el Instituto Nacional de Estadística y Censos sobre el porcentaje de personas con discapacidad respecto de la poblaci3n argentina total. Seg3n la Encuesta Nacional de Salud 2010³, en Argentina, el 12,9% (5.114.190 personas) de la poblaci3n de entre 4 a 80 años, son personas con alguna discapacidad.

³ Clasificaci3n Internacional del Funcionamiento, de la Discapacidad y de la Salud, OMS, 2011.

Sobre el número de usuarios de silla de ruedas no se dispone de datos concretos, sin embargo, a partir de la siguiente ilustración (INDEC 2010) se puede estimar en aproximadamente unos 1.022.838 usuarios de silla de ruedas. La diferencia es que no todas las personas con discapacidad motora inferior son usuarios de sillas de ruedas.

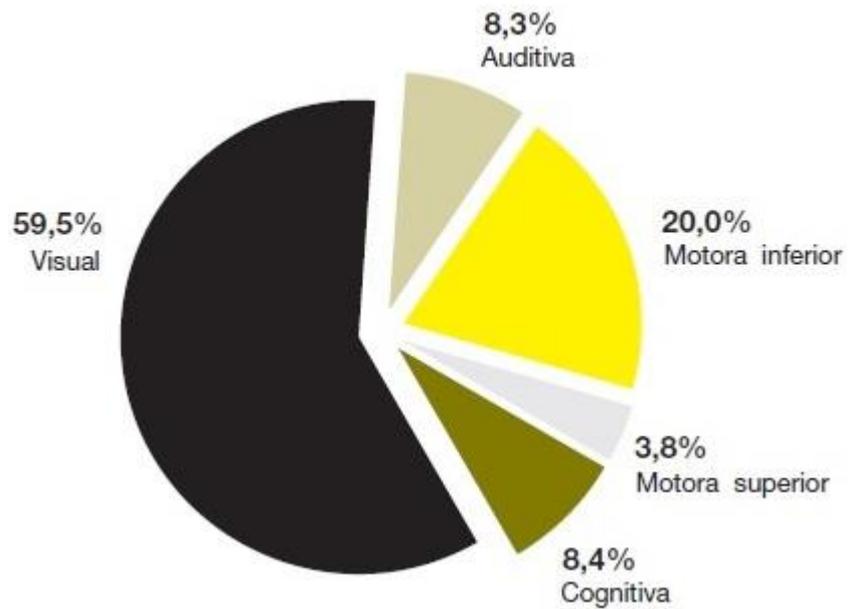


Ilustración 2 - Distribución porcentual de la población con una sola dificultad o limitación permanente

Deporte adaptado

Se entiende por deporte adaptado aquella actividad físico deportiva que es susceptible de aceptar modificaciones para posibilitar la participación de las personas con discapacidades físicas, psíquicas o sensoriales, “El deporte adaptado”. (s.f).

Origen del deporte adaptado

Este es un fenómeno social cuyo origen es muy reciente, pues aunque la actividad física, el deporte y los juegos motores tienen su inicio con el propio hombre, en lo que respecta a las personas en situación de discapacidad, su historia es menos extensa, se puede considerar que después de la primera y segunda guerra mundial y dado el elevado número de mutilados de guerra es cuando se iniciaron los primeros pasos en la práctica de deportes por personas en situación de discapacidad.

Es en 1944 cuando se comienza a utilizar el deporte como un medio más para la rehabilitación y en 1960 se organizan las primeras paralympíadas, este fenómeno fue creciendo hasta llegar al nivel actual en el que cada día la participación de personas discapacitadas en el deporte está bastante normalizada y se practican multitud de disciplinas a niveles recreativo y competitivo como: atletismo, ciclismo, natación, tenis en silla de ruedas, tenis de mesa, fútbol, tiro con arco, tiro olímpico, baloncesto, voleibol, vela, esquí, halterofilia, boccia, goalball, judo, esgrima, diversas actividades en el medio natural, deportes de aventura y riesgo, etc.

En el deporte adaptado de competición, las personas con discapacidad practican los mismos deportes que las personas sin discapacidad, con dos particularidades:

- Adaptación de los reglamentos, de las pruebas o de los útiles necesarios para su práctica, en función de la discapacidad.
- Necesidad de una clasificación funcional previa, para agrupar a los deportistas con el mismo grado de discapacidad y evitar la competición desigual.

El número de atletas participantes en los Juegos Paralímpicos⁴ se ha incrementado desde los 400 atletas (de 23 países), en Roma 1960, hasta los 4350 atletas (176 países) en Rio de Janeiro 2016⁵.

Beneficios que aporta el deporte adaptado en las personas con discapacidad:

Tanto la educación física especial como el deporte adaptado sea a nivel terapéutico, recreativo o competitivo contribuyen en:

- La rehabilitación, es decir, favorece el proceso continuo destinado a evitar o restablecer una capacidad disminuida.
- La normalización o proceso por el que se trata de hacer normal la manera de vivir de una persona discapacitada.
- La autonomía personal o capacidad de actuar por uno mismo sin dependencia ajena.
- La integración social, es decir en reducir las situaciones de minusvalía fomentando los cambios y favoreciendo las igualdades sociales.
- Impulsar y potenciar el afán de superación personal.
- La colaboración en la supresión de barreras arquitectónicas, psicológicas y sociales.
- La mejora de la autoestima y el desarrollo personal.

Adaptaciones arquitectónicas de las instalaciones deportivas:

Aunque es verdad que cada día el deporte adaptado está más normalizado, en muchas ocasiones continúan las barreras arquitectónicas en las instalaciones deportivas que imposibilitan alcanzar el grado máximo de participación deseado, algunas de las adaptaciones que se deben tener en cuenta y que vienen marcadas por la Carta Europea de Deporte para minusválidos, "Carta Europea del Deporte". (1992). son:

En los accesos: "aparcamientos suficientes reservados para minusválidos, próximos a la entrada a la instalación y con anchura y longitud suficientes. Rebajes en las aceras con inclinación máxima del 10% evitando bordillos en rampa o ángulo

⁴ Juegos Paralímpicos: competición internacional fundada por Ludwig Guttmann en 1960, para atletas con ciertos tipos de discapacidades físicas, mentales y/o sensoriales, como amputaciones, ceguera, parálisis cerebral y deficiencias intelectuales.

⁵ Los Juegos Paralímpicos de Río de Janeiro 2016, 2016, Wikipedia.

que son peligrosos, la plaqueta debería ser diferente en tacto y color para ser apreciadas por personas con la capacidad visual reducida”.

Vestuarios, duchas y servicios: “una vez dentro de la instalación hay que tener en cuenta las adaptaciones necesarias para el uso de lavabos, duchas, etc. Con espacios suficientes para la movilidad de sillas de ruedas, muletas, prótesis, etc”.

Las pistas deportivas: “deben tener un fácil acceso para la silla de ruedas, evitando todo tipo de escalones y puertas o rodillos giratorios, se utilizarán rampas, ascensores o montacargas. Incluso en las gradas deben habilitarse localidades especiales para minusválidos”.

Material deportivo: también es muy importante una buena elección y adaptación del material deportivo utilizado en función de las medidas antropométricas, como las sillas de ruedas, las prótesis correctoras, mangos de los implementos utilizados en el deporte, **ergómetros**, etc.

A nivel internacional existen varias organizaciones que gestionan y organizan el deporte adaptado de competición. El máximo organismo internacional es el Comité Paralímpico Internacional (IPC), el cual integra deportes adaptados a personas con diferentes tipos de discapacidad (física, sensorial e intelectual). Por debajo de esta organización existen los **IOSDs** (International Organizations of Sports for the Disabled, Organizaciones Internacionales de Deportes para Discapacitados) que son las cinco organizaciones deportivas internacionales, estas son:

- **CPISRA**: Cerebral Palsy International Sports and Recreation Association, Asociación recreativa y deportiva internacional de la parálisis cerebral. <http://cpisra.org/>.
- **IBSA**: International Blind Sports Federation, Asociación Internacional de Deportes para ciegos. www.ibsasport.org/.
- **INAS-FID**: International Sports Federation for Persons with Intellectual Disability. Asociación deportiva internacional para personas con discapacidades mentales. www.inas.org/.
- **ISMWSF**: International Stoke Mandeville Wheelchair Sports Federation. Federación Internacional de deporte en silla de ruedas. www.iwasf.com.
- **ISOD**: International Organizations of Sports for the Disabled. Organización deportiva para discapacitados.

A nivel nacional el organismo encargado es el Centro Nacional De Desarrollo Deportivo (**Ce.Na.D.De**) y a nivel de la Provincia de Córdoba es la Agencia Córdoba Deportes, que depende del Ministerio de Desarrollo Social.

Las personas que se desplazan en silla de ruedas suelen competir utilizando sillas deportivas en deportes como el atletismo, el baloncesto, el tenis, el tenis de mesa, la esgrima, el fútbol o el hockey en silla de ruedas, por citar algunos, aunque también pueden practicar otros deportes sin utilizar obligatoriamente la silla de ruedas, como por ejemplo el voleibol, el handcycling, la halterofilia (levantamiento de pesas) o la natación.

Las personas con discapacidad física que practican atletismo en silla de ruedas tienen su propia federación internacional (IWAS Athletics), la cual colabora a nivel técnico y respalda en sus objetivos al Comité Paralímpico Internacional (IPC), por ejemplo en la elaboración de las normativas que rigen todas las competiciones de Atletismo del IPC (“IWAS, Reglas Oficiales para Atletismo”) de aplicación en eventos como los Juegos Paralímpicos.

Atletismo en silla de ruedas

En 1952, algunos veteranos de la II Guerra Mundial, fueron los primeros en participar en una carrera en silla de ruedas que organizó para ellos el hospital Stoke Mandeville.

Desde los primeros Juegos Paralímpicos (Roma 1960) el atletismo en silla de ruedas forma parte del programa de competición. En los últimos Juegos Paralímpicos (Rio 2016) formaron parte del programa de competición del atletismo en silla de ruedas las siguientes pruebas:

-  Atletismo
-  Baloncesto en silla de ruedas
-  Boccia
-  Ciclismo
 -  Ruta
 -  Pista
-  Equitación
-  Esgrima en silla de ruedas
-  Fútbol 5
-  Fútbol 7
-  Goalball
-  Halterofilia
-  Judo
-  Natación
-  Paratriatlón
-  Piragüismo
-  Remo
-  Rugby en silla de ruedas
-  Tenis en silla de ruedas
-  Tenis de mesa
-  Tiro
-  Tiro con arco
-  Vela
-  Voleibol sentado

Ilustración 3 - Deportes paraolímpicos de silla de ruedas Río 2016

A continuación se exponen algunas de las reglas específicas que rigen las carreras para silla de ruedas según las Reglas Oficiales para Atletismo (Versión 2006-2007) de la “IWAS Athletics” (“Internacional Wheelchair and Amputee Sports Federation”):

- a) Las sillas deben tener un mínimo de 2 ruedas grandes y 1 pequeña.
- b) Ninguna parte de la silla debe sobresalir por delante del eje de la rueda frontal y su ancho no debe exceder el interior de los ejes de las dos ruedas traseras. La altura máxima desde el suelo hasta el cuerpo principal de la silla debe ser de 50 cm.
- c) El máximo diámetro de la rueda grande incluyendo el inflado no debe exceder de 70 cm.
- d) El diámetro máximo de la rueda pequeña incluido el inflado no debe exceder de los 50 cm.
- e) Se permite sólo un aro tipo estándar, sencillo y redondo para cada rueda grande.
- f) No se permitirán engranajes mecánicos o palancas que puedan ser usados para impulsar la silla.
- g) Solamente estará permitido el desplazamiento mediante el empuje del corredor sobre las ruedas o los aros de propulsión.
- h) En carreras de más de 800 m el atleta deberá ser capaz de girar la silla manualmente, de frente, a la derecha y a la izquierda.
- i) No está permitido el uso de espejos retrovisores en carreras en pista ni en carretera.
- j) Ninguna parte de la silla podrá sobresalir por detrás del plano vertical del borde posterior de las ruedas traseras.

Clasificación funcional

El objetivo de cualquier sistema de clasificación es el de agrupar a atletas que tengan una capacidad de movimiento aproximadamente similar con el objetivo de evitar la competición desigual.

La capacidad de movimiento se define como el potencial para contraer los músculos que da lugar al movimiento activo de las extremidades y del tronco.

A partir de los reglamentos de las federaciones internacionales de deporte adaptado se han establecido diferentes clasificaciones funcionales para cada grupo de discapacidad, es decir, existe una clasificación por discapacidad. Además, la clasificación de un deportista también depende del deporte o de la prueba que realice. Dentro del atletismo adaptado existen diferentes clasificaciones funcionales (la de ISOD, la de ISMWSF), sin embargo, el Manual de Clasificación

Médico-Funcional para las Pruebas de Atletismo del Comité Paralímpico Internacional (IPC) establece un sistema de identificación de la clasificación que reúne en un único documento las diferentes clasificaciones funcionales, lo que simplifica su comprensión.

Este proceso de clasificación se aplica a todas las Competiciones de Atletismo del IPC incluyendo Juegos Paralímpicos y Campeonatos del Mundo de Atletismo del IPC.

Según el Manual de Clasificación Médico-Funcional para las Pruebas de Atletismo del Comité Paralímpico Internacional 2004-2005, para las carreras de atletas en silla de ruedas existen las siguientes clases:

- T51 (equivale a la clase T1 de ISMWSF y a la clase antigua IA completa):

Son funcionales los flexores de codo (doblan los codos con normalidad) pero no son funcionales los extensores de codo. Pueden tener los hombros con una capacidad débil. Son funcionales los flexores dorsales de muñeca (doblan las muñecas hacia atrás) pero no son funcionales los flexores palmares de muñeca (no doblan las muñecas hacia delante). No hay movimientos de dedos. No hay función en tronco. No hay función en piernas.

Técnica: Utilizan los flexores de codo para arrancar, la mano está en contacto con el aro de la silla de ruedas, realizando la fuerza con la flexión del codo. La vieja técnica consiste en usar las palmas de las manos empujando en la parte superior del aro, en dirección hacia delante.

- T52 (equivale a la clase T2 de ISMWSF y a las clases antiguas IB y IC completas):

Buena función de codos. Buena función de hombros. También son funcionales los músculos pectorales. Tiene movimientos limitados en los dedos y una buena función de muñeca. No hay función en tronco. No hay función en piernas.

Técnica: Utilizan los flexores de codo para arrancar, pero también los extensores del codo. La fuerza de movilización de los aros les viene de los extensores del codo, junto con los dorsiflexores de la muñeca y la musculatura superior del tórax (técnica de "Matson").

- T53 (equivale a la clase T3 de ISMWSF y a las clases antiguas IC incompleta, II y III superior)

Poseen una función normal o casi normal en las extremidades superiores, pero no poseen movimientos activos del tronco (no poseen musculatura abdominal y los extensores de columna vertebral son débiles). No hay función en piernas.

Técnica: Para arrancar, colocan el tronco estirado sobre las extremidades inferiores. La posición del tronco puede facilitar la arrancada de la silla de ruedas. Normalmente utilizan la técnica de balanceo de la mano para arrancar (técnica de "Fiction"). Los hombros facilitan el tomar las curvas, pero la posición de arrancada con el tronco extendido sobre las extremidades superiores puede dificultar la acción de frenado.

- T54 (equivale a la clase T4 de ISMWSF y a las clases antiguas III inferior, IV, V y VI)

Buena función de codos. Buena función de hombros. Tienen una función normal de brazos y manos. La función de tronco oscila entre alguna y normal. Poseen una buena extensión de la columna facilitada por la musculatura extensora tanto superior como inferior del tronco. Poseen una buena rotación de tronco, gracias a una musculatura abdominal funcional. Puede tener alguna función de pierna.

Técnica: Pueden realizar movimientos forzados del tronco y también algunos de rotación. Utilizan el tronco para tomar las curvas y estabilizarse. No es necesario que cambien de posición al tomar las curvas. Al frenar el tronco es activo y se coloca en posición erguida para facilitar la acción. También utilizan los abdominales para impulsarse y para frenar.

La ciencia e investigación del deporte adaptado

La investigación en el deporte adaptado se desarrolló fundamentalmente en EEUU y Europa, a partir de la década de 1930, desarrollándose principalmente las líneas de investigación relacionadas con la medicina y la rehabilitación (Pyfer, 1986). El estudio del rendimiento deportivo es un área de investigación relativamente nueva que surgió a partir de los años 70 (Broadhead, 1981) que actualmente supone el trabajo de un conjunto formado por diferentes especialistas en ciencias del deporte y especialistas en los diferentes deportes adaptados.

Sin embargo, la investigación con deportistas discapacitados tiene algunas particularidades metodológicas que la hacen muy compleja y que se deben tener en cuenta tanto a la hora de generar investigación como a la hora de interpretar los resultados obtenidos.

Uno de los problemas con que se encuentra el investigador es la disponibilidad de una cantidad suficiente de personas con discapacidad como muestra. Muchas veces éstas no son suficientes debido a que los potenciales sujetos tienen el mismo diagnóstico médico pero difieren en el grado de afectación de su patología, regiones corporales afectadas, discapacidades secundarias, o complicaciones médicas posteriores e incluso diferentes tipos de medicación que afectan a su estado. Ante esta situación, no es raro observar durante la recolección de los datos grandes variaciones que hacen que las desviaciones estándar se vuelvan enormes (Buffard, 1993).

La falta de disponibilidad comercial de tests e instrumentos desarrollados específicamente para personas con discapacidad presenta uno de los principales problemas a la hora de buscar la calidad en las diferentes investigaciones. Por ejemplo, a la hora de estudiar la adaptación de personas con discapacidad al ejercicio de brazos, existe toda una variedad de instrumentación que hace difícil la generalización de los resultados obtenidos. (Pérez, 2003).

En resumen, se puede decir que la investigación en los deportes en silla de ruedas está aumentando pero que todavía existe un largo camino por recorrer, como la necesidad de generar un consenso respecto a las estrategias y la metodología de la investigación, la estandarización de los instrumentos de valoración, etc.

Pruebas de valoración para deportistas

Bases Fisiológicas

Durante el ejercicio se produce un aumento de los requerimientos de O₂ por parte del músculo esquelético y cardíaco (aumento de la demanda), lo que desencadena mecanismos para aumentar la oferta de O₂, con esto se aumenta hasta 10 veces el valor basal.

Los factores que contribuyen al consumo de O₂ se explican por la fórmula de Fick, "Metodos para medir el gasto cardiaco". (s.f). donde Fc es frecuencia cardíaca, Gs gasto sistólico y Dav O₂ diferencia arteriovenosa de oxígeno.

$$VO_2 = Fc \times Gs \times DavO_2$$

El aumento del aporte de O₂ se consigue elevando el gasto cardíaco y la diferencia arteriovenosa de oxígeno. (Ilustración 4) El gasto sistólico aumenta con el ejercicio 5-6 veces, debido a un aumento en la Fc y del volumen de eyección o volumen sistólico.

El incremento del volumen sistólico durante el ejercicio se debe a que hay un aumento del volumen de llenado o diastólico, al tiempo que aumenta la contractilidad y el flujo coronario. La Fc y la presión arterial sistólica aumentan paulatinamente con el ejercicio hasta llegar al esfuerzo máximo donde se estabilizan, en cambio la presión diastólica se mantiene o disminuye por vasodilatación periférica. Con el ejercicio se incrementa el consumo de O₂ hasta un límite, en el cual a pesar de aumentar la carga de trabajo, el consumo de O₂ no se modifica (**consumo máximo de O₂ o VO₂ máx.**) y es el índice que mide con mayor exactitud la capacidad funcional de un individuo. La diferencia arteriovenosa de O₂ aumenta con el ejercicio, por un lado por una redistribución del gasto cardíaco y por una mayor extracción tisular de oxígeno.

Si hay isquemia miocárdica por obstrucción del flujo coronario, no evidente en reposo, durante el ejercicio se hace manifiesta a través de alteraciones electrocardiográficas, al producirse un aumento en la demanda de O₂ y no así de la oferta por existir obstrucción coronaria. El desequilibrio entre la oferta y la demanda de O₂ produce hipoxia tisular, que lleva a una glucólisis anaeróbica con acumulación de ácido láctico y descenso del pH y acidosis metabólica. Esta acidosis produce una alteración en el transporte del calcio, lo que significa en un principio una disminución de la relajación ventricular (disfunción diastólica) y posteriormente una disminución de la contractilidad miocárdica (disfunción sistólica). Estas alteraciones en el metabolismo tisular y en la contractilidad ocurren en ausencia de síntomas. La alteración de la función ventricular produce dilatación y aumento de la presión telediastólica del ventrículo izquierdo, lo que hace que disminuya el flujo sanguíneo

al subendocardio, se manifiesten las alteraciones electrocardiográficas y posteriormente aparezca el dolor anginoso.

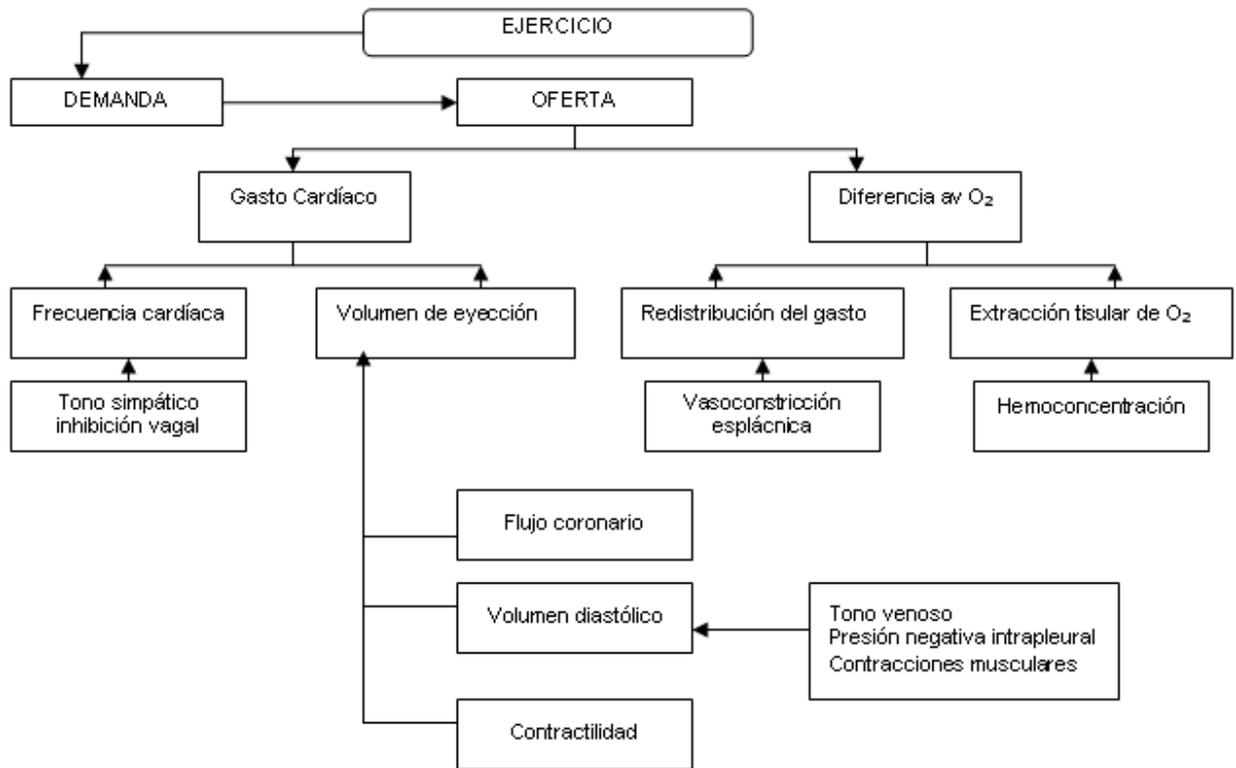


Ilustración 4 - Modificaciones de la oferta y la demanda de oxígeno durante el ejercicio

Edad (años)	Sexo	Angina típica	Angina atípica	Dolor torácico no anginoso	Asintomático
30-39	Hombres Mujeres	Intermedia Intermedia	Intermedia Muy baja	Baja Muy baja	Muy baja Muy baja
40-49	Hombres Mujeres	Alta Intermedia	Intermedia Baja	Intermedia Muy baja	Baja Muy baja
50-59	Hombres Mujeres	Alta Intermedia	Intermedia Intermedia	Intermedia Baja	Baja Muy baja
60-69	Hombres Mujeres	Alta Alta	Intermedia Intermedia	Intermedia Intermedia	Baja Baja

Tabla 1 - Probabilidad de enfermedad coronaria según edad, sexo y síntomas

Tipos y protocolos de pruebas de esfuerzo

Las pruebas de esfuerzos más comunes son las realizadas en cicloergómetro y en cinta sin fin o Treadmill, siendo esta última de uso más generalizado en los distintos centros del mundo.

La prueba de esfuerzo en cinta sin fin o Treadmill consiste en hacer caminar al paciente sobre una cinta rodante que aumenta en velocidad y pendiente según el protocolo utilizado.

El más popular es el protocolo de Bruce, “La prueba de esfuerzo o Ergometría”. (s.f). en el cual cada 3 minutos se aumenta la velocidad y pendiente, siendo bien tolerado por la mayoría de los pacientes. En pacientes de edad avanzada o con muy poca capacidad física, pueden usarse otros tipos de protocolos, donde la duración del ejercicio es mayor, las cargas de trabajo iniciales menores y el incremento de éstas de forma más paulatina.

La ergometría se suspende ya sea porque se han alcanzado los objetivos de la prueba (se alcanza la Frecuencia Cardíaca Máxima Teórica, FCMT) o porque hay signos clínicos y electrocardiográficos que hacen recomendable no continuarla por seguridad del paciente. Entre estos últimos podemos nombrar: agotamiento físico, angina progresiva, mareos o inestabilidad, descenso progresivo de la presión arterial, elevación excesiva de ésta (>250/130mmHg), alteraciones del ritmo importantes, depresión del ST (El segmento ST indica la cantidad de tiempo que transcurre desde el final de una contracción de los ventrículos hasta el comienzo del período de reposo o repolarización) >4 mm o ascenso del ST >2 mm en ausencia de infarto previo.

El test se considera válido o los resultados son confiables si se alcanza una $FCMT = 220 - \text{Edad}$, o si se llega al 85% de la FCMT.



Ilustración 5 - Cinta Treadmill

Umbral anaeróbico

El concepto de umbral anaeróbico fue propuesto por Wasserman a principios de la década de 1960, “Concepto y valoración del umbral anaeróbico”. (s.f). para expresar la pérdida de la relación lineal entre la ventilación pulmonar y la carga de trabajo y/o consumo de oxígeno, un hecho que coincide con la acumulación de ácido láctico en sangre y la aparición de una acidosis metabólica. Con el paso de los años, diversos autores han hecho aportes que enriquecen significativamente este concepto y contribuyen a ampliar su campo de aplicación, tanto en atletas, como en personas sanas no deportistas e igualmente en pacientes con EPOC y cardiopatía isquémica. En la actualidad, la determinación del umbral anaeróbico se incluye de manera regular, tanto en la evaluación de la aptitud física de los atletas y la población sana en general, como en las pruebas de esfuerzo practicadas a pacientes pulmonares y cardíacos, lo cual permite una prescripción individualizada y más precisa de los programas de entrenamiento y de rehabilitación.

Dada la controversia existente en cuanto a la definición exacta del concepto de umbral anaeróbico, en el presente trabajo se hace referencia a este término como aquel que indica un máximo estado estable para el lactato en sangre, es decir, la máxima intensidad de ejercicio teóricamente soportable durante periodos prolongados de tiempo. Actualmente se da por sentado que el rendimiento en el ejercicio de resistencia se relaciona directamente con la intensidad de esfuerzo a la cual la concentración de lactato comienza a acumularse de forma exponencial

en la sangre (Farrell y cols., 1979). En los corredores de resistencia, cuanto mayor sea la intensidad (expresada como potencia, velocidad, etc.) correspondiente al umbral anaeróbico, mayor será su rendimiento.

El umbral anaeróbico se puede detectar utilizando diferentes metodologías, todas ellas válidas, en función de la instrumentación disponible y de la experiencia del investigador. Los métodos más empleados en la determinación del umbral anaeróbico se basan en el análisis de gases (método ventilatorio), el análisis de lactato, y/o el análisis de la frecuencia cardíaca.

Por su relación con el presente trabajo, a continuación se describen las principales características del método para la determinación del umbral anaeróbico basados en el análisis de la frecuencia cardíaca.

Umbral anaeróbico en función de la frecuencia cardíaca

Conconi y cols, (Conconi y cols, 1982), presentaron un método indirecto y no invasivo para determinar el umbral anaeróbico mediante el análisis de la relación entre la velocidad de carrera y la frecuencia cardíaca, definiendo el umbral anaeróbico en el punto en el que dicha relación pierde su carácter lineal. Según estos autores, la frecuencia cardíaca de una persona que realiza un trabajo de intensidad linealmente progresiva aumenta de una manera también lineal en relación con el trabajo realizado, hasta un punto en el que pierde dicha linealidad aunque el trabajo progresivo siga aumentando de forma lineal. El punto en el que la frecuencia cardíaca pierde la linealidad (“punto de deflexión”) correspondería, según estos autores, al umbral anaeróbico. Este método se ha popularizado con el nombre de “test de Conconi”.

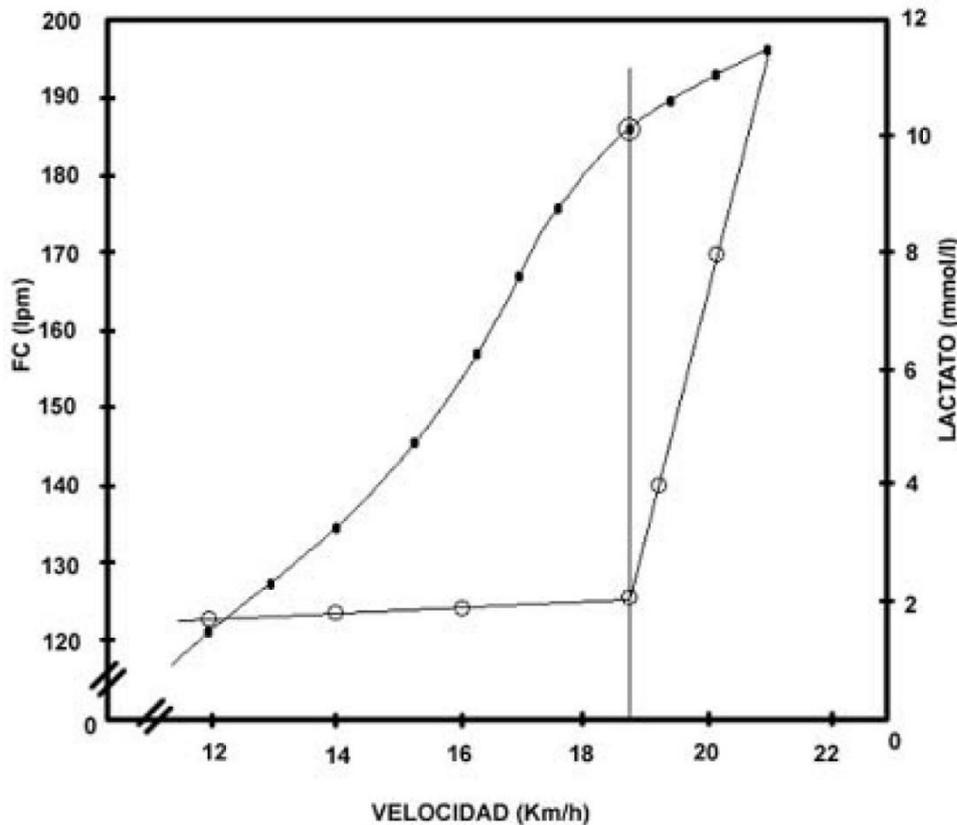


Ilustración 6 – Punto de deflexión de la FC en sujeto bien entrenado al 88% del máximo.

Muchos autores han estudiado la validez de la determinación del umbral anaeróbico por medio del test de Conconi. Autores como Ribeiro y cols, (Ribeiro y cols, 1985), Kuipers y cols, (Kuipers y cols, 1988), Francis y cols, (Francis y cols, 1989), Heck y cols, (Heck y cols, 1989), Tiberu y cols, (Tiberu y cols, 1989) o Tokmakidis y Leger, (Tokmakidis y Leger, 1992) han cuestionado la validez de la determinación no invasiva del umbral por una deflexión de la frecuencia cardíaca, argumentando que no siempre es posible detectar una inflexión en el aumento de la frecuencia cardíaca frente a un trabajo progresivo y/o argumentando una gran variabilidad de los resultados obtenidos, en función de la persona que evalúa el “punto de deflexión”.

Según Hofmann y cols, (Hofmann y cols, 1997), el fenómeno del “punto de deflexión” puede ser interesante en el control del entrenamiento, pero esta aplicación es limitada porque el “punto de deflexión” no se puede encontrar en todos los casos. Concretamente, el 6,2% de los sujetos no mostraron ningún “punto de deflexión”.

Sin embargo, otros estudios han demostrado la utilidad y fiabilidad del test de Conconi como método para detectar el umbral anaeróbico (Carey, 2002, Vachon y cols., 1999, Droghetti y cols., 1985; Cellini y cols., 1986, Ballarin y cols., 1989).

Según Chicharro y Legido (Chicharro y Legido, 1991), el test de Conconi como método para detectar el umbral anaeróbico, a pesar de estar sujeto a controversia, es muy utilizado en algunos deportes como el atletismo o el ciclismo en pista. Tiene la ventaja de no ser invasivo y de desarrollarse en el lugar de entrenamiento del deportista, sin requerir grandes y costosos aparatos de laboratorio. La realización de este test sólo precisa de un sistema fiable de medición de la frecuencia cardíaca y un medio por el que el deportista pueda mantener y aumentar de manera lineal la carga de trabajo. Este test se suele realizar con la ayuda de señales acústicas que van marcando el ritmo y la progresión exacta al atleta, pues pequeñas alteraciones en la velocidad o en el aumento progresivo y lineal del ritmo modificaría mucho los resultados. En corredores a pie los aumentos de velocidad se suelen hacer de 0,5 Km/h cada 200 m. Según Bodner y Rhodes (Bodner y Rhodes, 2000), el ángulo del “punto de deflexión” dependerá en gran medida del tipo de protocolo empleado.

La importancia de la determinación del umbral anaeróbico radica en que se trata del parámetro submáximo de los que se han venido utilizando para evaluar la condición física más sensible a los cambios producidos por el entrenamiento. Según Davis y cols (Davis y cols, 1983) y Pette (Pette, 1984) la determinación del umbral anaeróbico en tests incrementales de ejercicio representa el mejor método para evaluar la capacidad de resistencia. El umbral anaeróbico permite predecir de alguna manera la máxima intensidad que puede ser mantenida durante períodos prolongados de tiempo. Según Coyle (Coyle, 1983) el umbral anaeróbico presenta una mayor correlación con la predicción de rendimiento en pruebas de larga distancia que el propio consumo máximo de oxígeno.

Entre las aplicaciones del umbral anaeróbico al entrenamiento deportivo, se pueden destacar las siguientes:

- Prescripción de cargas de trabajo basados en los datos de umbral anaeróbico, con el objetivo de controlar más científicamente el entrenamiento deportivo. Por ejemplo, Lenzi (Lenzi, 1986) mostró un esquema de aplicación de cargas de trabajo basados en los datos de umbral anaeróbico obtenidos a través del test de Conconi.
- Evaluación de los efectos del entrenamiento de resistencia, mediante la observación de la evolución de los valores de umbral anaeróbico, acercándose o alejándose de su consumo máximo de oxígeno.
- Caracterización de atletas de resistencia, los cuales poseen elevados valores de umbral anaeróbico.
- Predicción del rendimiento en pruebas de resistencia. Por ejemplo, Petit y cols (Petit y cols, 1997) validaron un modelo matemático a partir de los datos de umbral anaeróbico obtenidos a través del test de Conconi que permitía predecir el rendimiento en una carrera a pie de 10km.

Ergometría

El ejercicio es un stress fisiológico usado para detectar anomalías cardiovasculares no presentes en reposo y para determinar una adecuada función cardíaca ya sea en deportistas o no deportistas.

El test de esfuerzo es uno de los exámenes no invasivos realizados con mayor frecuencia para estudiar a pacientes con sospecha de cardiopatía coronaria y determinar pronóstico y capacidad funcional en pacientes con enfermedad coronaria ya probada.

“El objetivo de las pruebas de esfuerzo es someter al organismo a un estrés físico que se pueda valorar mediante la determinación de parámetros biológicos como la frecuencia cardíaca, el consumo de oxígeno o la tensión arterial, así como otros parámetros mecánicos como la potencia, la velocidad o las revoluciones por minuto” (González y Villegas, 1999).

De modo general, su aplicación permite obtener información relevante sobre los siguientes aspectos:

- La efectividad de un programa de entrenamiento, la adaptación a las cargas de entrenamiento o el estado de fatiga, al poder comparar los resultados en una prueba determinada con sus resultados anteriores.
- El estado de salud de un sujeto, permitiendo prescribir la no contraindicación deportiva.
- La aptitud física de un sujeto.
- La potencialidad de un sujeto para rendir en determinadas actividades físicas en el futuro.

En este sentido, la valoración mediante pruebas de esfuerzo permite controlar y optimizar el proceso de entrenamiento, al ofrecer datos de base para la prescripción de un programa individual de entrenamiento. Proporciona un conocimiento sobre aquellas áreas específicas en las que se aprecia una cierta desventaja y sobre las que habrá que diseñar un programa específico de entrenamiento. Además, la valoración fisiológica permite al deportista adquirir un conocimiento más profundo sobre su cuerpo y sobre el deporte que practica.

Para que una prueba de esfuerzo sea efectiva, debe reunir las siguientes características:

- Las variables que se evalúen deben ser importantes en ese deporte.

- Deben ser válidas y fiables, es decir, deben medir lo que afirma medir y los resultados deben ser consistentes y reproducibles.
- El tipo de ejercicio realizado en las pruebas debe ser específico al deporte o actividad.
- La prueba debe realizarse con absoluta rigidez, de forma constante y coherente. Se debe estandarizar todo el proceso de valoración, así como las instrucciones que se den a los deportistas, el calentamiento, los ejercicios (orden, características, etc.) las condiciones ambientales (temperatura, humedad, presión atmosférica), los equipos, el procedimiento de calibración, etc. Debe considerarse, además, otros aspectos que puedan afectar a los resultados de la prueba, como el periodo de entrenamiento en el que se encuentra el deportista, las cargas de entrenamiento en los días previos a la prueba, la hora en relación con las pruebas anteriores, estado nutricional, horas de sueño, lesiones o enfermedades, medicación, hidratación, ansiedad, etc.
- Se deben respetar los derechos humanos del deportista, explicarle el objetivo de la prueba y los riesgos que implica. Los resultados serán confidenciales.
- Las pruebas deben llevarse a cabo periódicamente para poder valorar la evolución en el tiempo y así poder controlar la efectividad del entrenamiento.
- Los resultados de las pruebas deben comunicarse al deportista y a su preparador con prontitud de tal modo que sobre la base de esa información puedan modificar los programas de entrenamiento para incorporar las estrategias adecuadas.

Las pruebas de esfuerzo se desarrollan en condiciones estandarizadas y utilizando unos instrumentos o aparatos que permiten cuantificar y dosificar las cargas físicas de trabajo. Estos instrumentos se denominan **ergómetros**.

Principios generales de la ergometría

“Ergometría es el conjunto de métodos cuantitativos de medición de la capacidad de trabajo físico (del griego “ergon”, trabajo, y “metros”, medida)”.

“Los ergómetros son los aparatos o instrumentos que permiten cuantificar y dosificar las cargas físicas de trabajo aplicables en una prueba de esfuerzo, oponiendo al sujeto una resistencia perfectamente cuantificable por medio de pesos, muelles, rozamientos, fuerzas electromagnéticas u otros sistemas mecánicos o electromecánicos, u obligando al deportista a realizar un movimiento determinado, a una velocidad, pendiente o ritmo prefijado.” (González y Villegas, 1999).

Como se ha comentado anteriormente, una de las características básicas exigibles a un sistema efectivo de valoración fisiológica, es que las pruebas y protocolos utilizados sean lo más específicos posibles en relación con la actividad que realiza el sujeto. En este sentido, el ergómetro debería reproducir en lo posible el gesto biomecánico específico de la actividad o de la modalidad deportiva practicada (Dal Monte, 1988). Del mismo modo, la realización de la prueba no debería requerir ninguna habilidad especial, con el objeto de que todos los practicantes de una misma actividad o deporte puedan realizarla con una eficiencia mecánica similar. Para asegurar la correcta magnitud de las cargas la calibración del ergómetro debería ser sencilla y realizarse con la suficiente frecuencia.

Antecedentes

El desarrollo de los ergómetros ha estado íntimamente ligado al progreso tecnológico, permitiendo avanzar en el conocimiento de la fisiología del ejercicio. El primer ingenio que se aproxima a lo que hoy conocemos como ergómetro, fue la “treadwheel”, una especie de rueda de molino que se instaló en la prisión de Brixton, en Londres, mediante la cual, Edward Smith, “Alimentación y nutrición: manual teórico-práctico”. (2005). a mitad del siglo XIX, intentó medir el anhídrido carbónico para poder determinar el gasto energético.

Las primeras referencias sobre la investigación en fisiología del ejercicio mediante la utilización de ergómetros, datan de finales del siglo XIX, cuando Speck, en 1893, desarrolló un ergómetro de manivela para sus estudios, “Control medico del deportista”. (2005).

Los primeros ergómetros se basaban en sistemas de freno mecánico regulado por un tornillo, cuya presión sobre el eje de manivela era graduable. Los siguientes ergómetros, también con sistemas de freno mecánico, fueron desarrollados durante los últimos años del siglo XIX por investigadores como Gaertner, Fick, o Johannson, “Sport Science in Germany: An Interdisciplinary Anthology”. (1880). El principal inconveniente que presentaban era su deficiente sistema de calibración, por lo que Kalinka en 1935, y Fleisch, en 1936, desarrollaron

modelos más sofisticados que optimizaban su calibración y el ajuste de las cargas.

En el año 1907, Atwater y Benedict, empezaron a desarrollar ergómetros con sistemas de freno eléctrico controlado por una dinamo, es decir, los denominados ergómetros electromagnéticos, "Experiments on the Metabolism of Matter and Energy in the Human Body". (1900).

En 1931, Krogh desarrolló, basándose en el aparato de Benedict, una bicicleta ergométrica que ya podía ser calibrada con suficiente precisión, "Exercise Physiology: Basis of Human Movement in Health and Disease". (1953).

En 1951, Yu, "Exercise Physiology: Basis of Human Movement in Health and Disease". (1953). y sus colaboradores utilizaron el tapiz rodante por primera vez. El sistema era básico y permitía ajustar la inclinación hasta el 20%.

En 1953 y a partir de los criterios de Astrand, la firma Monark desarrolló un cicloergómetro que permitía la lectura directa del esfuerzo, equipo que aún hoy se sigue utilizando en algún laboratorio, "Exercise Physiology: Basis of Human Movement in Health and Disease". (1953).

En 1954, Holmgren y Mattsson, "A new ergometer with constant work load at varying pedalling rate". (1954). construyeron el primer cicloergómetro con freno electrodinámico que permitía mantener la carga de trabajo independientemente de la cadencia de pedalada. En la actualidad los ergómetros permiten trabajar con revoluciones de pedaleo tanto dependientes como independientes de la carga.

Con el tiempo, los ergómetros han evolucionado mucho. Por ejemplo, en la actualidad podemos encontrar algunos ergómetros de cinta con velocidad regulable hasta 40 km/h y pendientes incluso negativas (cuesta abajo), que permiten programar diferentes cargas y tipos de esfuerzo. Los más modernos utilizan un microprocesador como sistema de control, además de incorporar sensores dinamométricos que permiten simultanear el análisis cinético durante las pruebas de esfuerzo.

Interpretación de la prueba de esfuerzo

Criterios de positividad de isquemia miocárdica

Como se mencionó previamente en el apartado de “bases fisiológicas”, es criterio de positividad clínica, la aparición de dolor anginoso durante la prueba de esfuerzo y, de positividad eléctrica, a la presencia de cambios electrocardiográficos.

Una prueba se considera positiva si hay un descenso del segmento ST igual o mayor a 1 mm, medido a los 80 msec desde el punto J (unión del complejo QRS con el segmento ST). También puede ocurrir, con mucha menor frecuencia, ascenso igual o mayor a 1 mm y en ausencia de Infarto miocárdico previo, traduce espasmo coronario o enfermedad coronaria grave.

La aparición de síntomas como disnea o fatiga muscular desproporcionadas al esfuerzo realizado, puede ser expresión de un gasto inadecuado. Si la frecuencia cardíaca o la presión arterial no se elevan acordes con el nivel de esfuerzo realizado, se debe sospechar la existencia de cardiopatía coronaria severa con alteración en la función ventricular.

La presión arterial debe aumentar con el esfuerzo al menos 10 mmHg y superar los 110 mmHg. La hipotensión de esfuerzo se considera un signo de pronóstico desfavorable.

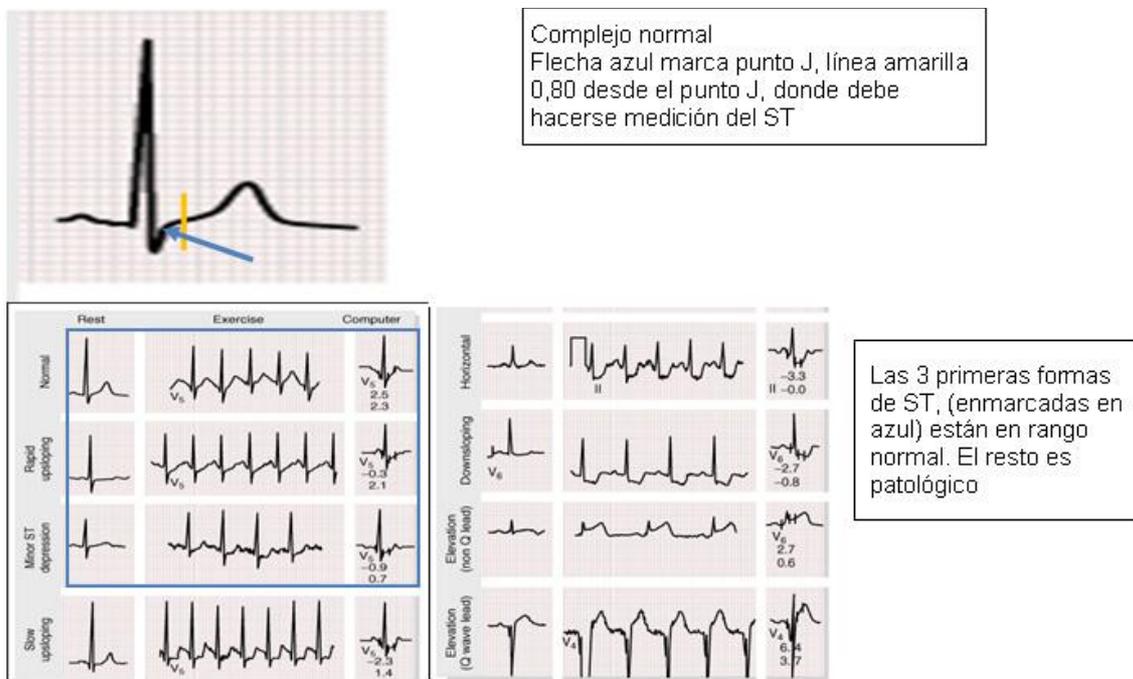


Ilustración 7 – Depresión del segmento ST

ECG Normal

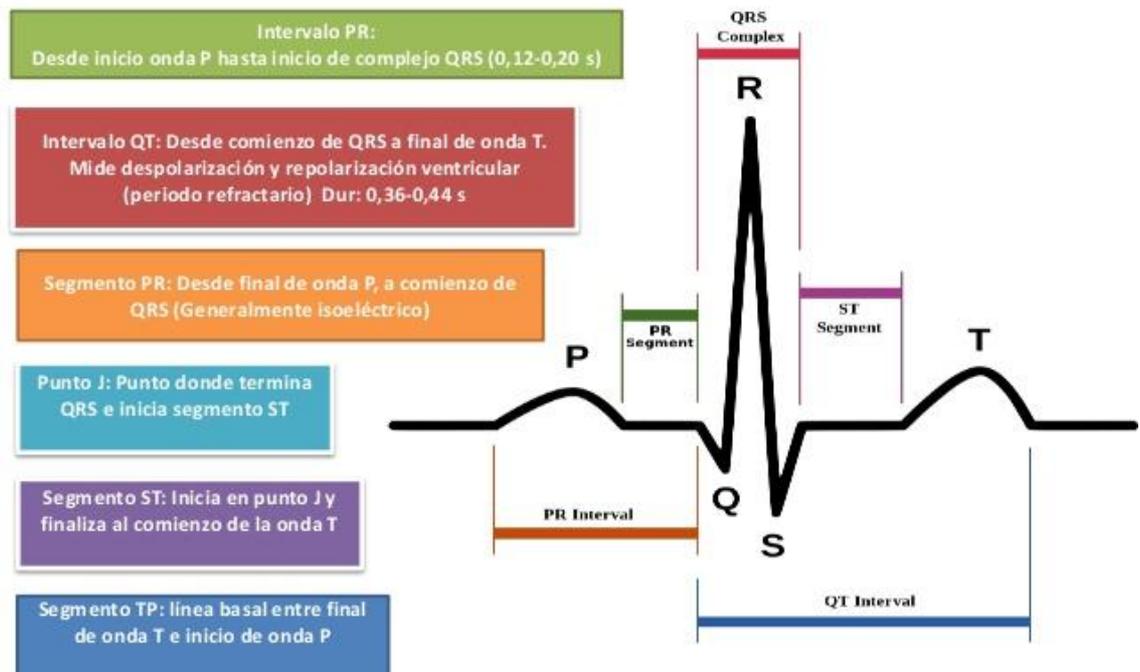


Ilustración 8 – Onda cardíaca normal.

La prueba de esfuerzo se detiene cuando el paciente presenta una angina de pecho, si le sube mucho la tensión durante el ejercicio, cuando aparecen alteraciones graves en el electrocardiograma, si alcanza una frecuencia cardíaca suficientemente alta, o simplemente porque el paciente se encuentre agotado y no pueda continuar con la prueba.

La ergometría es por lo tanto una prueba que cuando es positiva indica que probablemente el paciente tiene alguna obstrucción coronaria. Dependiendo de cuán positiva haya sido la prueba, en ocasiones habrá que solicitar posteriormente un cateterismo para ver cuáles son las lesiones coronarias que presenta el paciente y cómo se pueden tratar; en la mayoría de los casos aunque la prueba sea positiva es suficiente el tratamiento con medicamentos para controlar los síntomas del paciente.

Ejemplos de Ergometría

Hasta que la corriente deportiva no se interesó por la ergometría, los tipos de ergómetros se reducían a los de manivela, los cicloergómetros y los “Treadmill”, o tapices rodantes. Sin embargo, como la evaluación de un atleta no puede limitarse a pruebas genéricas, deben idearse métodos de estudio que subrayen las características funcionales mostradas por los diversos órganos y sistemas durante la práctica de cada deporte de competición a fin de proporcionar datos y teorías fiables y útiles a los investigadores y atletas (Dal Monte y cols., 1996).

El hecho de tener que considerar las características del deporte como la posición específica de trabajo, el tipo de movimiento desarrollado, la frecuencia de movimiento, el tipo de trabajo (potencia y tipo de tensiones) o la duración de la prueba, ha provocado el desarrollo de ergómetros específicos, adaptados a cada deporte.

A continuación, se enumeran brevemente algunos de los equipos desarrollados.

- **Cicloergómetros.** En función del método empleado para producir el frenado, se distinguen cuatro tipos, los de fricción mecánica, los de resistencia eléctrica o electromagnética, los de resistencia por el aire y los de resistencia de fluido hidráulico. (Ilustración 8).



Ilustración 9 - Cicloergómetro

- **Ergómetros de remo**. Se pueden encontrar varios tipos de ergómetros: propiamente de remo, de kayak, de canoa, etc.



Ilustración 10 – Ergómetro de remo

- **Ergómetro para esquí nórdico**. Se trata de una plataforma donde se posiciona el deportista y mediante unos cables en el extremo superior que simulan los esquís, se realiza el movimiento. La fuerza realizada es registrada por una serie de transductores que miden la fuerza lineal. La resistencia es proporcionada por freno electromagnético. Este ergómetro permite que durante la prueba el sujeto esté “esquiando”.



Ilustración 11 – Ergómetro para esquí

- **Ergómetro de natación.** Hay dos clases de ergómetros de natación: los utilizados en seco (por ejemplo el banco de natación con poleas) y los ergómetros donde el sujeto realiza la prueba en el agua (por ejemplo el ergómetro de brida o natación estática o el canal de natación o corriente de agua sin fin).



Ilustración 12 – Ergómetro de natación

- **Ergómetro de silla de ruedas.** Existen dos configuraciones básicas: Los que permiten el uso de la propia silla de ruedas y los que incluyen una silla de ruedas especial, que es parte del ergómetro. El principal problema de los ergómetros de silla de ruedas desarrollados hasta el momento es que no existe ningún modelo estándar que permita realizar mediciones y clasificaciones fiables, generalizables y comparables entre los distintos grupos de investigación.



Ilustración 13 – Ergómetro de silla de ruedas con tapiz

Deportistas en silla de ruedas

Clasificación funcional de atletas en silla de ruedas

Cada atleta en silla de ruedas tiene una categoría de dos dígitos, el primero de los cuales indica el tipo de discapacidad funcional que tiene. La segunda cifra es el grado de afectación, "Federaciones Internacionales de deportes para discapacitados". (s.f):

- **Clases 11-13:** deportistas ciegos y con discapacidad visual.
- **Clase 20:** atletas con discapacidad intelectual.
- **Clases 31-38:** participantes con parálisis cerebral, algunos de ellos en silla de ruedas (31-34).
- **Clases 40-47:** discapacitados físicos con afectación en alguna extremidad o con falta de ella.
- **Clases 51-58:** comprenden a corredores en silla de ruedas o lanzadores que compiten sentados.

Cualquier usuario de silla de ruedas que tenga la capacidad, aunque sea mínima, de poder utilizar sus miembros superiores, tiene la posibilidad de utilizar el ergómetro. Sin embargo, de todas estas clases, la 51-58, son los atletas que corresponden a los corredores en silla de ruedas.

A continuación se describen en mayor profundidad las clases 51-58.

Una T o una F delante del número indica si el deportista compite en eventos de pista (track), como carreras y saltos, o de campo (field), es decir, en lanzamientos.

- T51 Y F51 Atletas T1.- Leve debilidad en los hombros. Puede doblar los codos con normalidad, pero tiene capacidad limitada para extenderlos. Puede doblar las muñecas hacia atrás pero no hacia delante. No hay movimiento de dedos. No hay función de tronco o piernas.
- T52 Y F52 Atletas T2.- Tienen buena función de hombro, codo y muñeca. Tiene movimientos limitados de dedos. No hay función de tronco o pierna.
- T53 Atletas T3.- Tiene función normal de brazos y manos. No tiene función de tronco o la tiene limitada. No tiene función de piernas.
- F53. Tiene hombros, codos y muñecas normales, pero una leve limitación de la función de la mano. No hay función de tronco o pierna.
- T54 Atletas T4.- Tiene función normal de brazos y manos. La función de tronco oscila entre alguna y función normal. Puede tener alguna función de pierna.

- F54. Tiene función normal de brazos y manos. No tiene función de tronco o pierna.
- F55. Tiene función normal de brazos y manos. En cuanto al tronco, puede extender la columna en dirección ascendente y torcerla. No hay función de pierna.
- F56. Tiene función normal de brazos y manos. Puede extender el tronco hacia arriba, puede girar y moverse hacia atrás y hacia delante cuando está sentado. Tiene alguna función de pierna.
- F57. Tiene función normal de brazos y manos. Puede mover el tronco hacia arriba, puede girar, moverse hacia atrás y hacia delante, y moverse de lado a lado. Tiene un incremento de función de pierna en comparación con F56.
- F58. Tiene función normal de brazos y manos. Función de tronco normal. Tiene más función de pierna que F57.

Fisiología del deporte en silla de ruedas

Para la realización de este estudio, existen gran variedad de métodos de investigación, y también hay una gran heterogeneidad de la población en situación de discapacidad. Por este motivo muchas investigaciones en este ámbito se realizan con sujetos sin discapacidad o con grupos formados por sujetos con diferentes grados de discapacidad, deporte de procedencia, nivel de entrenamiento, etc. (Woude y cols., 2000).

Al igual que ocurre con el ejercicio de piernas, en la valoración de la población deportiva en silla de ruedas se realizan tanto pruebas aeróbicas máximas como anaeróbicas, sin embargo, la gran variabilidad de este tipo de población obliga a que las pruebas sean flexibles y provoca que estén poco estandarizadas.

Metabolismo aeróbico en deportistas en silla de ruedas

En la valoración del metabolismo aeróbico de deportistas en silla de ruedas los valores de potencia máxima desarrollada ($W_{m\acute{a}x.}$) varían según la discapacidad de los sujetos entre 20 W (sujetos con lesión medular alta o parálisis cerebral) y 100 W (sujetos con menor grado de discapacidad, amputados o con lesión medular baja). Los valores de consumo máximo de oxígeno oscilan entre menos de 1 l/min hasta más de 3 l/min (Woude y cols., 2000). Debe añadirse que algunas variaciones en los valores de potencia desarrollada pueden ser debidas al tipo de instrumento de medición utilizado (ergómetro de manivela, ergómetro específico de silla de ruedas, etc.), o el tipo de prueba física realizada.

Cabe destacar que tanto el consumo máximo de oxígeno como la potencia máxima desarrollada por los deportistas paralímpicos en silla de ruedas varían según el deporte practicado. Los deportistas con mayores consumos máximos de oxígeno suelen ser los corredores en silla de ruedas de pista y carretera con discapacidades menos severas que alcanzan valores de hasta 2,86 l/min y 44,9 ml/kg/min. Por el contrario, los deportistas que presentan menor consumo máximo de oxígeno suelen ser los tiradores al plato con valores de 1,32 l/min y 16,3 ml/kg/min. Finalmente destacar que las mayores potencias desarrolladas (96,8 W) fueron medidas a jugadores de baloncesto en silla de ruedas (Veeger y cols., 1991a).

Woude y cols., (2002) evaluaron la capacidad aeróbica de sesenta y ocho deportistas en silla de ruedas participantes en Campeonatos del Mundo de diferentes categorías sobre un simulador de silla de ruedas. La potencia media máxima desarrollada fue de $72,2 \pm 36,7$ W. Aparte del sexo, su clasificación funcional y el nivel de entrenamiento tuvieron una gran influencia sobre la capacidad aeróbica y quienes obtuvieron los mayores valores fueron los deportistas amputados.

Campbell y cols., (2004) estudió la respuesta fisiológica de atletas en silla de ruedas de diferentes clases funcionales (T54, T53, T52) durante ejercicios prolongados. Los atletas de la clase T52 estudiados (n=3) eran lesionados medulares altos (C6/C7: tetraplégicos). Los resultados mostraron que los atletas de fondo eran capaces de mantener velocidades equivalentes a la intensidad relativa correspondiente al 75% del consumo máximo de oxígeno durante periodos prolongados de tiempo independientemente del nivel de su lesión.

Metabolismo anaeróbico en deportistas en silla de ruedas

En la valoración del metabolismo anaeróbico en deportistas en silla de ruedas también ocurre que existe una gran variabilidad entre los diferentes estudios, debido no solamente a la heterogeneidad de la población (valores menores en sujetos con parálisis cerebral o lesión medular alta), sino también al tipo de instrumento de medición utilizado (valores mayores con ergómetros de manivela que con ergómetros de silla de ruedas) y el protocolo empleado.

Normalmente se calcula la potencia media desarrollada en un sprint máximo de 30 segundos y/o de 5 segundos. Los valores medios de potencia máxima desarrollada en una prueba de valoración del metabolismo anaeróbico de este tipo no excede los 200 W (Woude y cols., 2000).

Woude y cols., (1997, 1998) han calculado la potencia media desarrollada por corredores de diferentes clases funcionales, entre ellos 4 hombres de la clase T₂ (lesionados medulares altos, C6-C7) sobre un simulador controlado por ordenador en un sprint máximo de 30 segundos y en un sprint máximo de 5 segundos. La potencia media desarrollada por los corredores de la clase T₂ en el sprint máximo de 30 segundos fue de 68 +/-9 W y en el sprint máximo de 5 segundos fue de 89 +/-12 W. Los valores más altos encontrados corresponden a la potencia media desarrollada por 23 sujetos (hombres) de la clase T₄ en un sprint máximo de 5 segundos, con valores de 178 +/-34 W.

De este apartado podría concluirse que la capacidad de trabajo es muy variable entre los deportistas en silla de ruedas de elite dependiendo fundamentalmente de la discapacidad y la disciplina deportiva, y está fuertemente condicionada por su clase funcional, las horas de entrenamiento y el sexo del atleta.

Conclusión de Marco Teórico

El motivo de este marco teórico es para tener en cuenta valores ya estudiados, en este caso los que son de importancia para este trabajo son los de potencia, frecuencia cardíaca, tipo de ergómetro, tipo de paciente/atleta y protocolo.

Cabe recordar y destacar que hay muy poca información respecto a esta temática. A pesar de que los deportes para personas con discapacidad en silla de ruedas están en auge, no se han encontrado investigaciones o avances con respecto a los métodos de toma de datos.

Material y Métodos

Introducción

Conocidas las bases fisiológicas del ejercicio, las características de las pruebas de esfuerzo y los ergómetros que habitualmente se utilizan para ejecutar dichos test, se pasará a describir el diseño del ergómetro adaptado para silla de ruedas, denominado *ErgoWheel*, que se ha diseñado.

En primer lugar, se realizará un estudio de las sillas de ruedas que existen en el mercado, con el objetivo de determinar las dimensiones del ergómetro y el sistema que permita absorber el movimiento de las ruedas motrices sin desplazamiento de la silla.

Seguidamente, se establecerán las características deseadas para el sistema ergométrico. Se distinguirá entre las características mecánicas y funcionales.

Estudio y caracterización

Inicialmente se realizará un estudio previo de los aspectos fundamentales que condicionarán las decisiones en el proceso de diseño: tipos y dimensiones de las sillas de ruedas y variables de interés a medir.

El primer aspecto condicionará el diseño mecánico del ergómetro tanto en las formas y dimensiones máximas, como en los materiales de cada uno de los elementos mecánicos individuales.

El segundo aspecto determinará cuales son las variables que se desean medir, establecerá el rango de cada una de ellas e, incluso, orientará en la elección de las alternativas de diseño de los sistemas de medida y control.

La silla de ruedas

Existen muchos tipos de silla de ruedas; manuales, eléctricas, a motor, etc. Centrándose en las manuales, se puede observar que también existen varios modelos, las cuales se diferencian unas de otras por el tipo de uso que se les va a dar (ocasional, habitual, específico, etc.) y el tipo de usuario que las va a necesitar (adulto o niño, con mayor o menor grado de discapacidad, etc.). Además, unas permiten más ajustes que otras, son más estables, manejables, ligeras, rígidas, están mejor acabadas, disponen de más accesorios, son más fáciles de transportar y almacenar, permiten montar y salir de la silla con más facilidad, etc., lo que pone de manifiesto la diversidad de modelos que se pueden encontrar; de transporte, estándar, ligeras, ultraligeras, titanio, plegables, reclinables, resistentes, inclinables, pediátricas, todo terreno y deportivas.

Dado que existen multitud de tipos de sillas de ruedas, cada una de ellas potenciando algunas prestaciones o facilitando especialmente las limitaciones de usuarios concretos, se ha de realizar un estudio previo de los tipos existentes, ver sus características más relevantes y determinar las características mecánicas del ergómetro para que se adapte al mayor tipo de sillas comercializadas.

Para conocer la estructura básica podemos tomar como modelo la denominada normalmente "silla manual convencional", cuya imagen se presenta en la figura

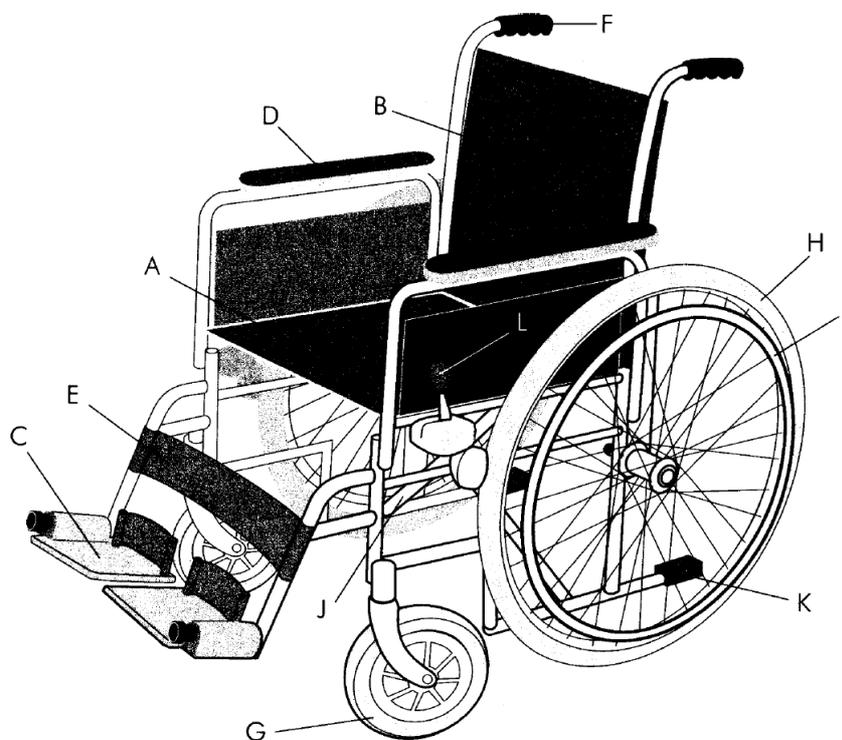


Ilustración 14 – Componentes de una silla de ruedas, (A) Asiento, (B) Respaldo, (C) Reposapiés, (D) Reposabrazos, (E) Reposapiernas, (F) Mangos de empuje, (G) Ruedas giratorias, (H) Ruedas propulsoras, (I) Aros propulsores, (J) Barras de cruceta, (K) Barras de inclinación.

La construcción de sillas de ruedas no es una actividad descontrolada ni dejada a la discreción de los industriales. Por ejemplo, la Organización Internacional de Normalización (ISO 9999) ha realizado una clasificación de las diferentes sillas de ruedas basada en el sistema de propulsión empleado y que se resume en la siguiente tabla.

Código	Descripción
12.21.03	Sillas de ruedas manejadas por acompañante
12.21.06	Sillas de ruedas bimanuales impulsadas por ruedas traseras
12.21.09	Sillas de ruedas bimanuales impulsadas por ruedas delanteras
12.21.12	Sillas de ruedas bimanuales impulsadas mediante palancas
12.21.15	Sillas de ruedas manuales de conducción monolateral
12.21.18	Sillas de ruedas manejadas por el pie
12.21.21	Sillas de ruedas con motor manejadas por acompañante
12.21.24	Sillas de ruedas con motor eléctrico y dirección manual
12.21.27	Sillas de ruedas con motor eléctrico y dirección asistida
12.21.30	Sillas de ruedas con motor de combustión

Tabla 2 – Clasificación de las diferentes sillas de ruedas según ISO 9999

De manera menos rigurosa se pueden dividir las sillas de ruedas en tres grandes grupos: manuales, eléctricas y especiales, “Sillas de Ruedas”. (s.f).

Dentro de cada uno de estos grupos se encuentran, a su vez, diferentes tipos, cuyas características principales se presentan en la siguiente tabla.

Grupo	Tipo	Descripción	Uso
Sillas manuales	Manuales estándar	Chasis en acero, plegables por barras en cruceta y asiento tipo hamaca.	Usuarios con movilidad en miembros superiores.
	Manuales ligeras	Chasis de material ligero, rodamientos de precisión y neumáticos de perfil estrecho.	Usuarios con poca fuerza en los brazos o con vida muy activa.
	De acompañante	Sin aros propulsores y con ruedas de menor diámetro.	Usuarios sin capacidad de autopropulsión.
	Manejadas por las ruedas delanteras	Ruedas y aros propulsores situados en la parte delantera.	Mejor maniobrabilidad y estabilidad.
	Manejadas por manivelas	Sistema de propulsión y dirección tipo bicicleta.	Para desplazamiento largos.
	Manejadas por palancas	Sustitución de los aros propulsores por palancas. Ruedas traseras más pequeñas.	Usuarios con funciones motoras limitadas.
	Conducción monolateral	El eje rígido permite ser impulsada en un único punto, mediante aro o palancas.	Usuarios hemipléjicos o amputados.
	Manejadas por el pie	Chasis más bajo que permite apoyar el pie en el suelo.	Usuarios que mantengan alguna funcionalidad en miembros inferiores.
	Para amputados	Centro de gravedad desplazado para aumentar la estabilidad.	Usuarios con miembros inferiores amputados.
	Para el deporte	Optimizadas para el tipo de deporte.	Deporte adaptado.
Sillas eléctricas	Dirección asistida	Incorporan control electrónico de tracción y dirección.	Usuarios con grandes limitaciones en los miembros superiores.
	Dirección manual	Tipo SCOOTER, con manillar de dirección y control de velocidad.	Usuarios que requieren grandes desplazamientos.
Sillas especiales	Para niños	Similares a las sillas de paseo de bebés.	Para traslados cortos.
	Respaldo reclinable	El respaldo es abatible.	Usuarios que necesiten cambiar de postura.
	Soporte basculante	Se mueven solidarios respaldo, asiento y reposapiés sin variar la postura del usuario.	Usuarios que necesiten cambiar de postura.
	De verticalización	Asiento y respaldo permiten llevar al usuario hasta posición erguida.	Para aumentar el alcance en altura.

Tabla 3 – Tipos de sillas de ruedas

Un aspecto más que debe tenerse en cuenta es el espacio que necesita el sistema usuario-silla para poder desplazarse con mínima comodidad. Este espacio depende de dos factores: las medidas del usuario y las distancias que hay que

respetar para realizar una adaptación correcta entre silla y usuario. En la siguiente figura podemos ver las medidas del cuerpo del usuario que son significativas para la selección de la silla.

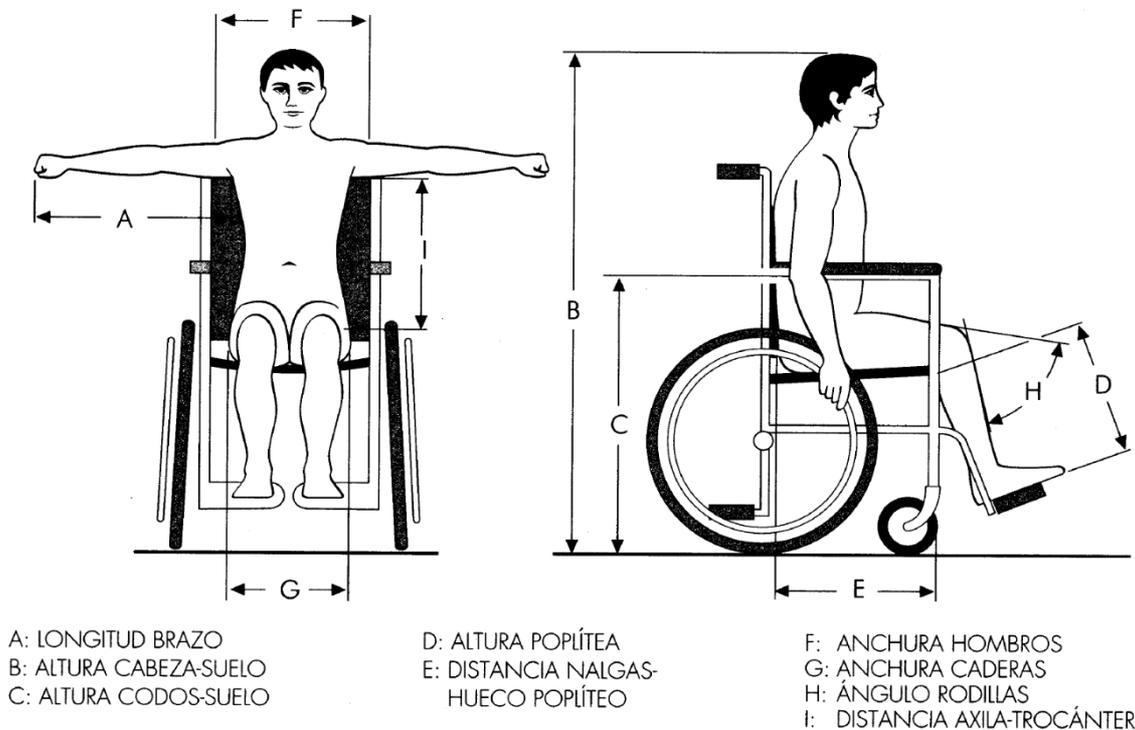
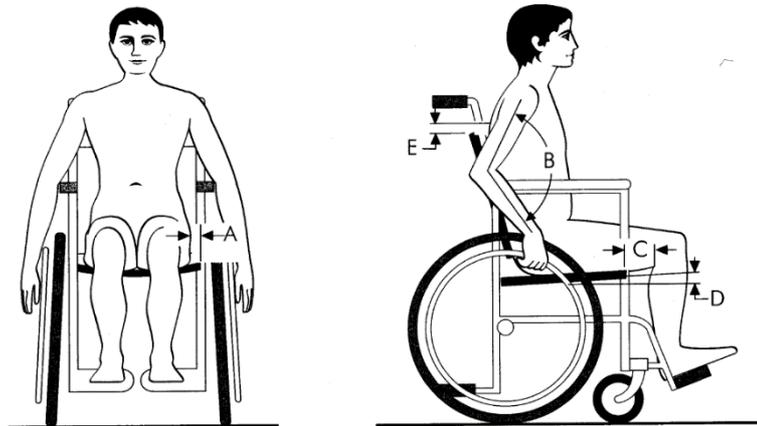


Ilustración 15 - Dimensiones antropométricas aplicadas en silla de ruedas.

Idealmente, las medidas concretas del usuario son la referencia que se deben tener en cuenta para elegir la silla de ruedas más adecuada. En la Ilustración 15 se indican las dimensiones relativas que debe tener una silla manual convencional respecto del cuerpo del usuario para estar correctamente adaptada. Las dimensiones concretas de la silla deben ser las obtenidas al aplicar las distancias de adaptación sobre las medidas antropométricas.

Este proceso se debe realizar para obtener una adaptación perfecta silla-usuario. Si así se hace, cada persona con discapacidad necesitará una silla con dimensiones personalizadas, con costes elevados y dificultades de acceso a ella. La fabricación y comercialización de sillas de ruedas no se realiza habitualmente de forma personalizada, sino que existen modelos comerciales de características y medidas concretas. Estas son las más populares y en base a sus dimensiones se diseñará el chasis y los componentes mecánicos del ErgoWheel.



- A: HOLGURA ASIENTO-CADERAS 2,5 cm
- B: ÁNGULO ENTRE BRAZO Y ANTEBRAZO: 120°
- C: BORDE DELANTERO ASIENTO-CORVA: 3-5 cm
- D: INCLINACIÓN ASIENTO: 1°-4°
- E: ALTURA RESPALDO-ESCÁPULA: 2,5 cm
- F: INCLINACIÓN RESPALDO-ASIEN TO: 100°-110°
- G: ALTURA REPOSABRAZOS-CODO: 2 cm
- H: ALTURA REPOSABRAZOS-SUELO: 70-76 cm
- I: ALTURA REPOSAPIÉS: 5 cm MÍNIMO

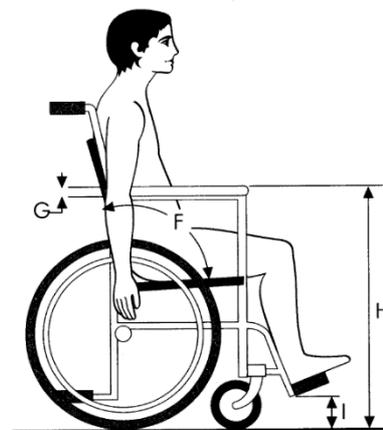


Ilustración 16 – Valores recomendados para una correcta adaptación.

A fines de dimensionar inicialmente, en la siguiente tabla se presentan las medidas de los modelos de sillas de ruedas más habituales (incluidas las deportivas de atletismo específicas para carreras), “Manual de Accesibilidad Universal”. (2010):

ANCHO	650 – 900 mm
LONGITUD	1000 – 2000 mm

Tabla 4 – Dimensiones de sillas de ruedas más habituales.

Diseño del ergómetro

El diseño del ergómetro comenzó basándose en las especificaciones de otros ergómetros existentes a las que se pretendían añadir otras especificaciones adicionales deseables que se indican a continuación:

- Dimensiones reducidas.
- Lo más ligero y transportable posible.
- Accesibilidad autónoma para usuarios en silla de ruedas.
- Utilización de la propia silla de ruedas.
- Posibilidad de utilización de protocolos.
- Velocímetro.
- Timer.
- Método simple de cambio de cinta.
- Medición precisa de las variables biomecánicas y fisiológicas de interés.
- Costo razonable.
- El ergómetro debe permitir simular el efecto de la masa de inercia del usuario más la silla, para transmitir la misma sensación en el ergómetro que en la pista de atletismo. Para ello es necesario incluir una masa de inercia que almacene en forma de energía cinética parte de la energía transmitida por el usuario, de tal modo que si el usuario deja de impulsar, el movimiento de las ruedas de la silla no se detenga instantáneamente.

Características de una silla de ruedas de competición

Silla de ruedas

- Ancho: 650 – 900 mm
- Largo: 1800 – 2000 mm
- Diámetro rueda trasera: 660 mm / 26"
- Diámetro del aro de propulsión: 360 – 380 mm
- Peso silla de ruedas: 8 - 13 Kg aproximadamente.

Paciente

Se sabe que un poco más del 16% del peso corporal total se encuentra en los miembros inferiores, teniendo en cuenta este dato se supondrá un peso promedio de 50 kg para el análisis inercial, "Anthropometric Assessment. In". (2009).

Silla de ruedas de competición

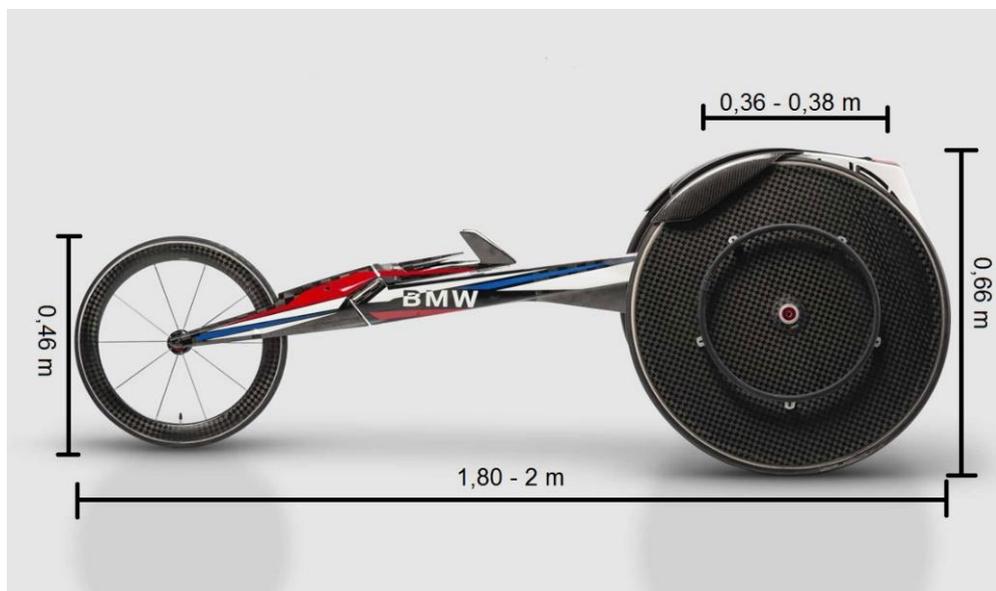


Ilustración 17 - Medidas de silla de ruedas de competición.



Ilustración 18 – Medidas de silla de ruedas de competición (frente).

Características del ergómetro

Además de simular el gesto biomecánico de la actividad o modalidad deportiva practicada de la forma más específica posible, un ergómetro debe cuidar aspectos como el ruido audible, la durabilidad y la seguridad, además de reunir las siguientes características (Duncan y cols., 2000):

- El mecanismo de carga debe poder ajustarse durante la operación.
- La estructura física del equipo debe ser ajustable para que lo puedan utilizar deportistas de cualquier tipo de complejión con seguridad y comodidad.
- Las características de protección y el entorno del equipo deben dar confianza tanto al sujeto como al operador.
- El mecanismo de calibración debe ser de fácil manejo.
- El aparato debe estar diseñado de modo que los sujetos puedan utilizar sus estilos de rendimiento habituales.

Características mecánicas

El sistema mecánico consistirá en un elemento estructural sobre el que se dispondrán los elementos que absorban el movimiento de las ruedas, soporten y anclen la silla y permitan su acceso. Contará con un sistema de volante de inercia, con cinta y un plato, donde se situaran las pesillas. Además, tendrá soporte para el elemento de visualización de velocidad, distancia y tiempo. Las características más concretas que debe cumplir son:

El elemento de absorción debe facilitar el acceso y posicionado de la silla. La solución óptima que se ha considerado es la de dos rodillos en paralelo, pues la silla se sitúa fácilmente ayudada por la curvatura de ambos rodillos y aporta la máxima estabilidad.

El ergómetro debe ser transportable, a pedido de los médicos del C.A.R.D, por lo que se construirá en tres partes: dos rampas de acceso, una de ascenso y una de descenso, y una plataforma de soporte de la silla. El material a utilizar, siempre que sea posible, será aluminio, ya que es un material resistente y liviano.

Para poder acceder sin ayuda externa, la rampa de acceso elegida tendrá una relación de 10:1⁶, según la Ley Nacional, donde también se encuentra una tabla de pendientes longitudinales máximas para rampas interiores, esto limita la altura máxima de la plataforma en función de la rampa que se deba utilizar. Los valores que se han elegido, por cuestiones de tamaño y a pedido de los médicos del C.A.R.D son, una altura de 17 cm y una longitud de 150 cm (porcentaje aproximado del 9%).

Relación: h/l	Porcentaje	Altura a salvar: h (cm)	Observaciones
1 / 5,0	20,00 %	----- < 7,50	sin descanso
1 / 8,0	12,50 %	7,50 < 20,00	sin descanso
1 / 10,0	10,00 %	20,00 < 30,00	sin descanso
1 / 12,0	8,33 %	30,00 < 50,00	sin descanso
1 / 12,5	8,00 %	50,00 < 75,00	con descanso
1 / 16,0	6,25 %	75,00 < 100,00	con descanso
1 / 16,6	6,00 %	100,00 < 140,00	con descanso (s)
1 / 20,0	5,00 %	140,00 -- -----	con descanso (s)

Tabla 5 - Tabla de porcentajes longitudinales máximas para rampas interiores.

⁶ Ley Nacional 24.314, A.1.4.2.2.1. Pendientes de rampas interiores.

Rampa de acceso

El material de las plataformas será de chapa prensada galvanizada (0.5 cm de espesor), debido a su alta resistencia a la corrosión y a su ligereza. Además de contar con un relieve antideslizante en su superficie, para la seguridad del usuario en silla de ruedas, barandas de seguridad y zocalos.

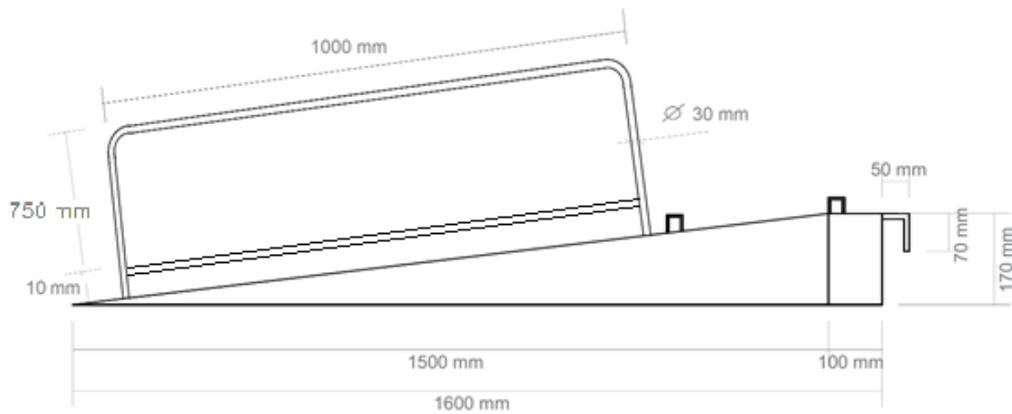


Ilustración 19 - Rampa de acceso y egreso (vista lateral).

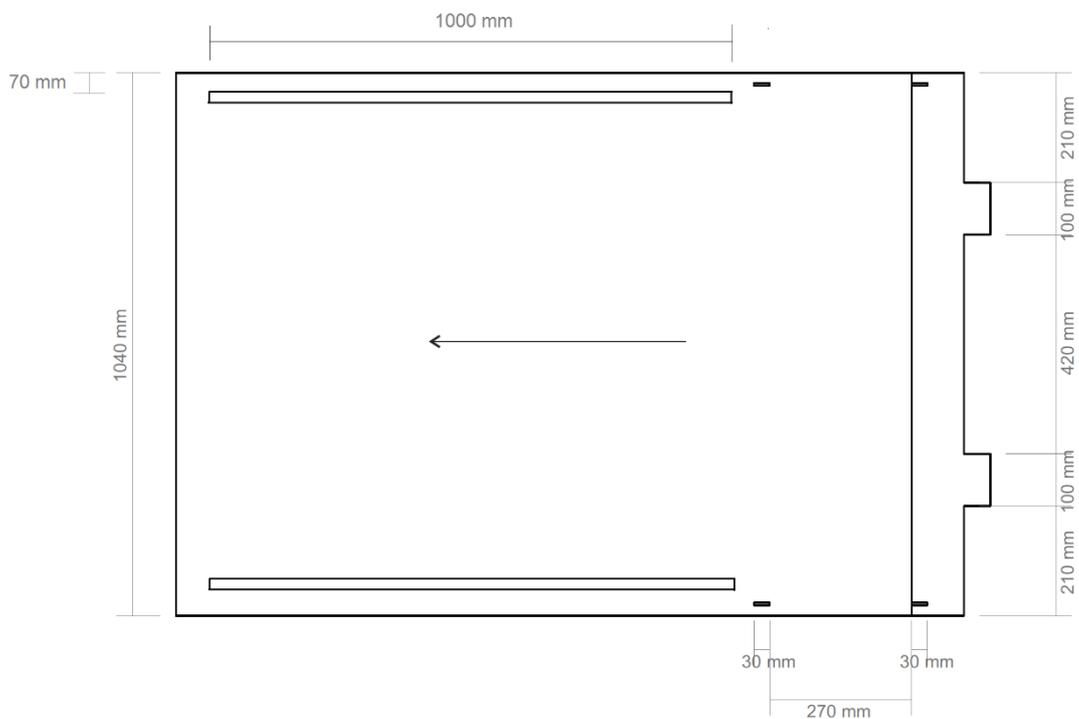


Ilustración 20 – Rampa de acceso y egreso (vista superior)

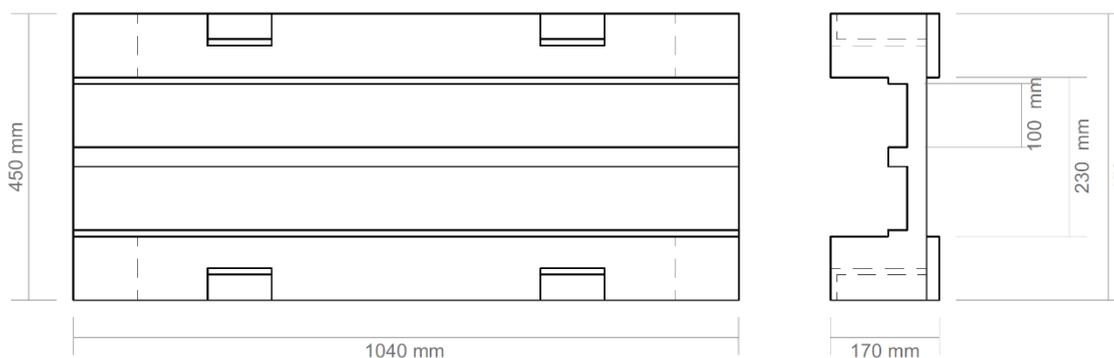
Plataforma

Las dimensiones de la plataforma horizontal que soporte la silla serán ajustadas a la planta que tenga la silla más grande. Para permitir un cierto margen de maniobra en la ubicación de la silla se ha tomado 100 cm como longitud de los rodillos. La distancia entre los puntos de apoyo de las ruedas motrices y las ruedas giratorias está sobre los 50 cm. Por lo tanto, el ancho adecuado de la plataforma es de 45 cm más los 17 cm de la parte horizontal de las plataformas.

El material que conformara la plataforma debe ser resistente a los movimientos, el desgaste, la corrosión y ser ligero. Por ello se pensó en Aluminio 6061, de ser muy caro, se hara de chapa prensada de 0.5 cm de espesor.

El aluminio 6061 es una aleación de aluminio endurecido que contiene como principales elementos aluminio, magnesio y silicio. Originalmente denominado "aleación 61S" fue desarrollada en 1935⁷. Tiene buenas propiedades mecánicas y para su uso en soldaduras. Es una de las aleaciones más comunes de aluminio para uso general, especialmente estructuras de alta resistencia que requieran un buen comportamiento frente a la corrosión, camiones, barcos, vehículos ferroviarios, mobiliario y tuberías, "Aluminio 6061 Datasheet".

En la siguiente ilustración se puede apreciar las medidas de la plataforma.



Base de apoyo de rodillos

Ilustración 21 – Plano de plataforma.

⁷ Robert E. Sanders, Jr. (2001). "Technology Innovation in Aluminum Products"

Los rodillos serán colocados en unos “soportes para rodillos” hechos de metal (acero galvanizado) y con un sistema de rulemanes en el interior de la cavidad donde ira el eje del rodillo para la rotación del mismo.

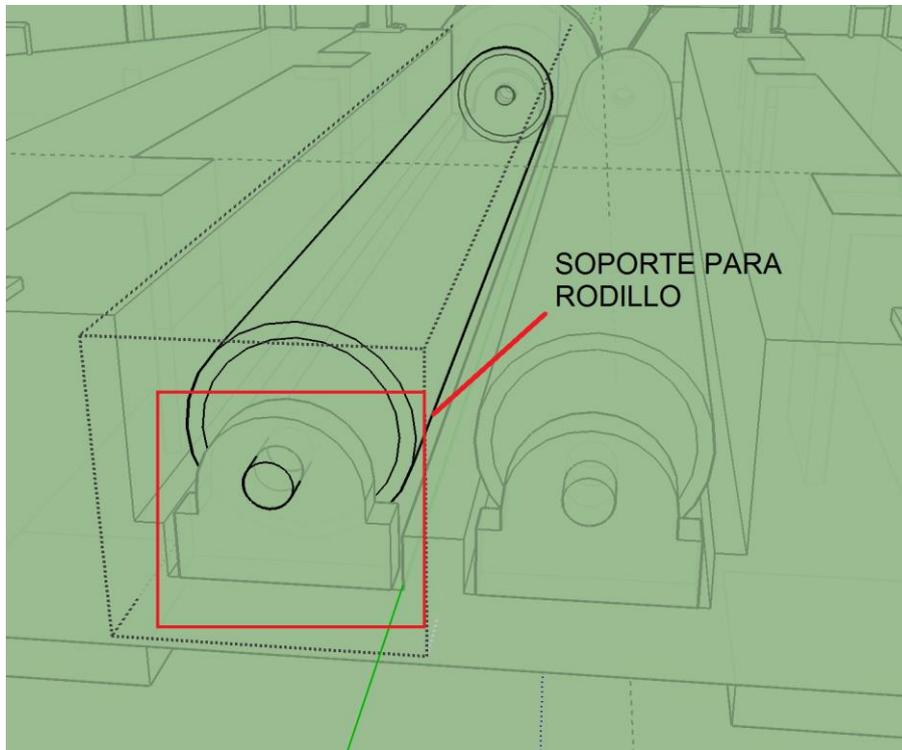


Ilustración 22 – Soporte de rodillos

A su vez estos soportes estarán situados en la plataforma, en un espacio especial como se muestra a continuación.

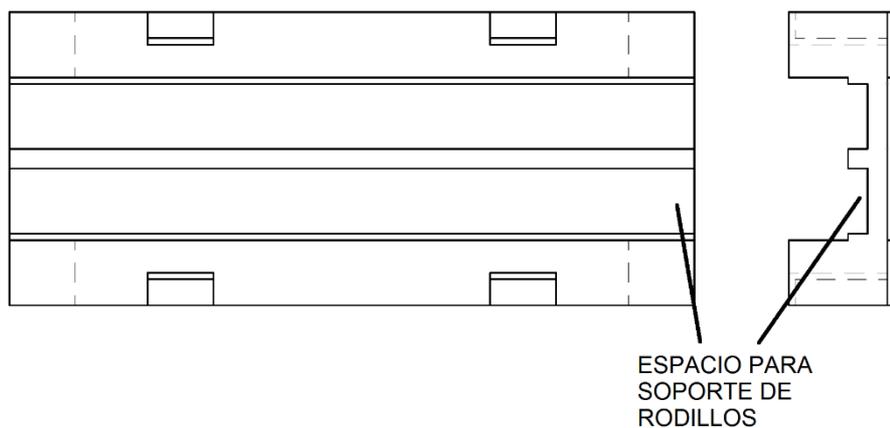


Ilustración 23 – Espacio donde se colocaran los soportes para los rodillos.

Rodillos y volante de inercia

En cuanto a los rodillos y al volante de inercia, serán de acero inoxidable 316, debido a su alta resistencia al desgaste y a la corrosión.

El acero inoxidable Tipo 316 es un acero inoxidable de cromo níquel austenítico que contiene molibdeno. Esta adición aumenta la resistencia a la corrosión general, mejora la resistencia a picaduras de soluciones de iones de cloruro y proporciona mayor resistencia a temperaturas elevadas. Las propiedades son similares a las del Tipo 304, excepto que esta aleación es un poco más sólida a temperaturas elevadas. La resistencia a la corrosión es mejor, particularmente contra ácidos sulfúrico, hidroclorehídrico, acético, fórmico y tartárico; sulfatos ácidos y cloruros alcalinos. El acero inoxidable del Tipo 316L es una versión de carbón extra bajo del Tipo 316 que minimiza la precipitación de carburos perjudiciales en la zona afectada por el calor durante la soldadura, "Aceros inoxidables 316 y 316L". (s.f).

Principios físicos

En el siglo XVII Guillaume Amontons, "El Rozamiento por Deslizamiento" (1600). físico francés, redescubrió las leyes del rozamiento estudiando el deslizamiento seco de dos superficies planas. Las conclusiones de Amontons son esencialmente las que estudiamos en los libros de Física General:

- La fuerza de rozamiento se opone al movimiento de un bloque que desliza sobre un plano.
- La fuerza de rozamiento es proporcional a la fuerza normal que ejerce el plano sobre el bloque.
- La fuerza de rozamiento no depende del área aparente de contacto.

El científico francés Coulomb añadió una propiedad más

- Una vez comenzado el movimiento, la fuerza de rozamiento es independiente de la velocidad.

Explicación del sistema mecánico

Como ya se ha indicado, el ergómetro se basa en una pareja de rodillos sobre los que apoyan las ruedas propulsoras de la silla, y un sistema de volante de inercia con cinta y plato.

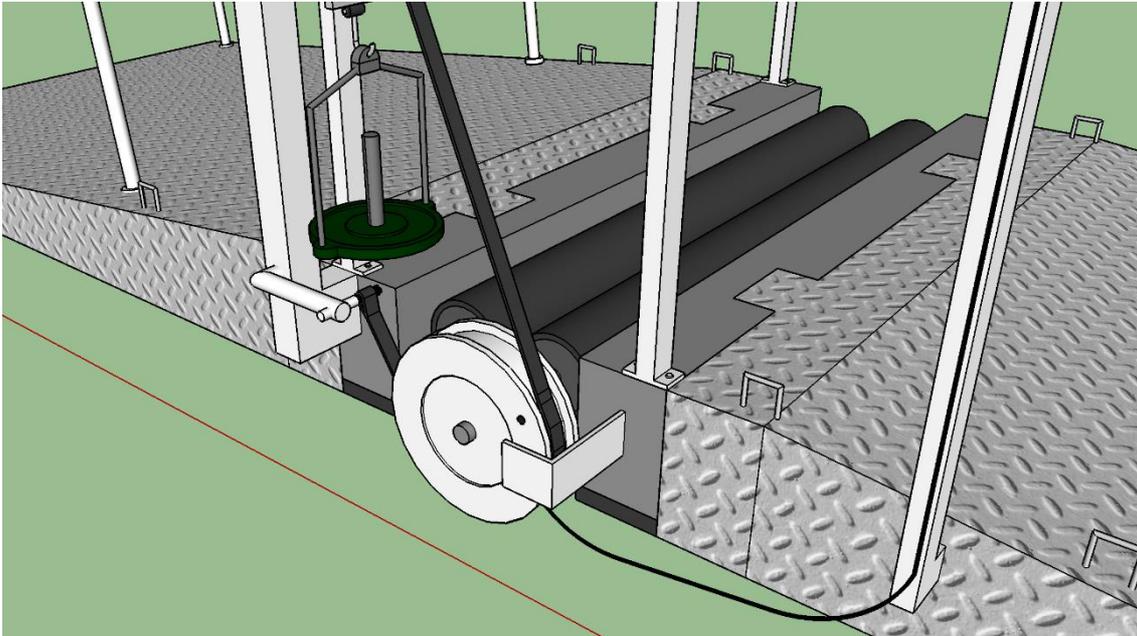


Ilustración 24 – Sistema de Volante de inercia

El sistema mecánico del ErgoWheel estará formado por una base rectangular de aluminio, un par de rodillos de acero, una serie de anclajes y un sistema de volante de inercia con cinta y plato, para aumentar la resistencia/frenado del mismo. El conjunto se completa con soporte de aluminio para el velocímetro/timer y barandas de seguridad de aluminio, rampas de aluminio y diferentes tipos de anclajes para las sillas.

La siguiente figura representa la disposición de las ruedas motrices sobre la pareja de rodillos. Como ya se ha dicho, la disposición de dos rodillos en paralelo facilita la ubicación de la silla en el ergómetro, ofreciendo estabilidad y facilitando el anclaje de la silla.

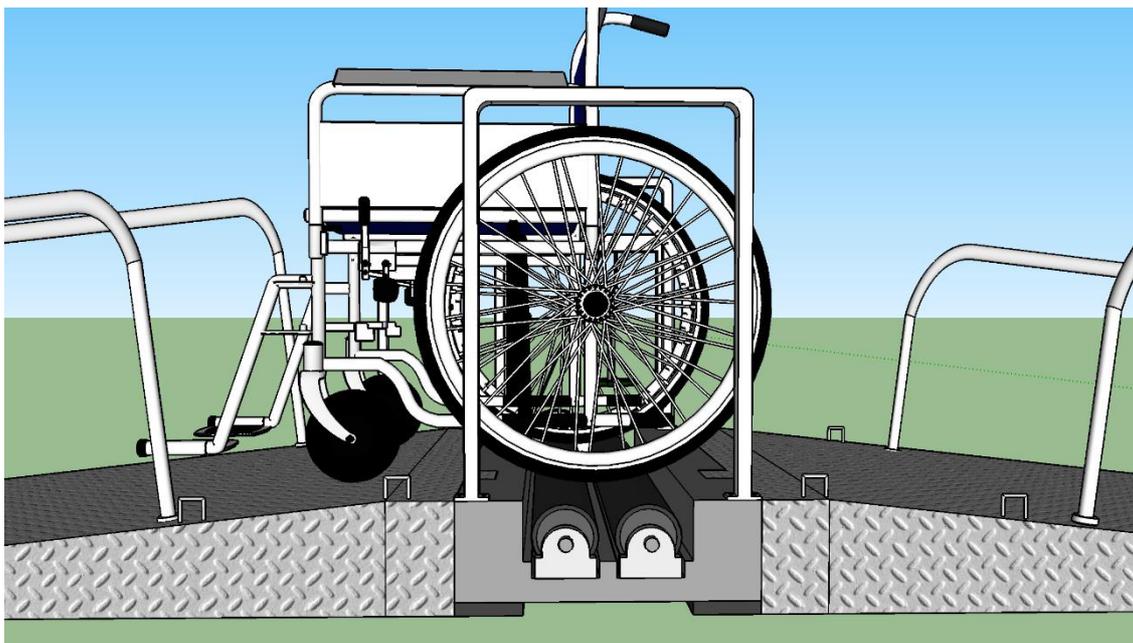


Ilustración 25 – Ruedas motrices sobre pareja de rodillos.

El rodillo situado delante de las ruedas motrices se denomina rodillo de absorción, ya que es el que tiene acoplado el volante de inercia, opone el par resistente. Por la forma de realizar el gesto de impulso, la carga mecánica se transmite sobre él y se asegura que no existirán deslizamientos. El deslizamiento de una superficie sobre la otra será tanto mas dificultosa cuanto mayor sea la presión de una sobre la otra, “Metodología de la enseñanza teorica”. (1978).

Dimensiones de los rodillos

Para calcular las dimensiones del rodillo de absorción, tendremos en cuenta que la velocidad máxima que puede alcanzar la silla de ruedas debe hacer girar el rodillo de absorción. Las revoluciones máximas que se podrán alcanzar serán de 4000 rpm, ya que la velocidad máxima promedio es de 12 m/s según Woude y Cols, Woude y Cols. (2000). Los valores fijados para estos parámetros son:

- Velocidad Maxima: 12 m/s
- Rpm máx. En los rodillos ~4000 r.p.m.
- $\delta = 3.14 \times 10^{-3}$

Dado que el radio del rodillo de absorción (r) lo podemos calcular mediante la expresión:

$$r = \frac{V_{max}}{2 \cdot \delta \cdot \frac{rpm}{60}}$$

$$r = \frac{11.1 \text{ m/s}}{2 \cdot \delta \cdot \frac{4000}{60}}$$

$$r = 26.42 \text{ mm}$$

Entonces, las dimensiones aproximadas del rodillo serán:

- Radio total del rodillo: $r = 26.5 \text{ mm}$
- Velocidad Máxima: 11.1 m/s
- RPM Máxima: 4000

Volante de inercia

Para que el usuario tenga la misma sensación en el ergómetro que en pista, es necesaria una masa de inercia que almacene en forma de energía cinética parte de la energía transmitida por el usuario. Si el usuario deja de impulsar la silla, no se detiene instantáneamente el movimiento, pues se recupera la energía cinética almacenada. La solución para simular el efecto de la masa de inercia del usuario más la silla, consiste en acoplar un volante de inercia al rodillo de absorción.

El sistema mecánico, tiene una serie de elementos que aportan inercia al conjunto, estos son: el volante de inercia y el rodillo de absorción y el rodillo secundario. El momento de inercia que aporta cada uno es:

Volante de inercia:

Disco de 12.6 Kg, $r = 100$ mm

$$I_v = \frac{1}{2} \cdot m \cdot r^2$$

$$I_v = 0.06 \text{ Kg} \cdot \text{m}^2$$

Rodillo de absorción

El tubo tendrá un peso aproximado de 5 Kg, (cálculos en anexo), y será hueco, con un radio total como se menciono de $r = 30$ mm

$$I_r = \frac{1}{2} \cdot m \cdot r^2$$

$$I_r = 0.00225 \text{ kg} \cdot \text{m}^2$$

Entonces, el momento de inercia total es la suma de los dos:

$$I_t = I_v + I_r$$

$$I_t = 0.05225 \text{ Kg} \cdot \text{m}^2$$

Realizando la equivalencia entre la energía cinética de rotación y la de traslación, se obtiene que todas las masas de inercia del sistema equivalen a un usuario promedio que tenga una masa de:

$$E_{cr} = \frac{1}{2} \cdot I \cdot \omega^2$$

$$E_{ct} = \frac{1}{2} \cdot I \cdot v^2$$

$$m = \frac{I}{r^2}$$

$$m = 69 \text{ Kg}$$

A continuación se mostrara el diseño de los rodillos y el volante de inercia, en plano con cotas.

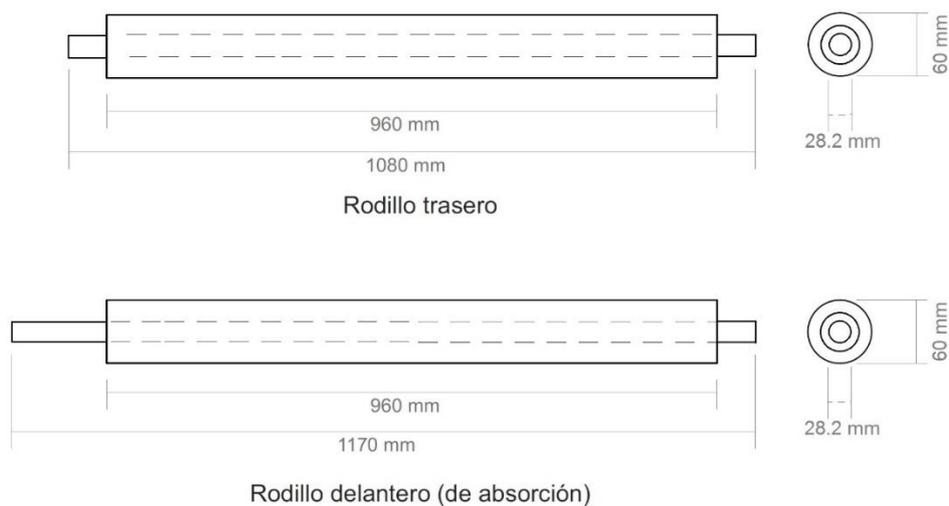


Ilustración 26 – Plano de rodillos

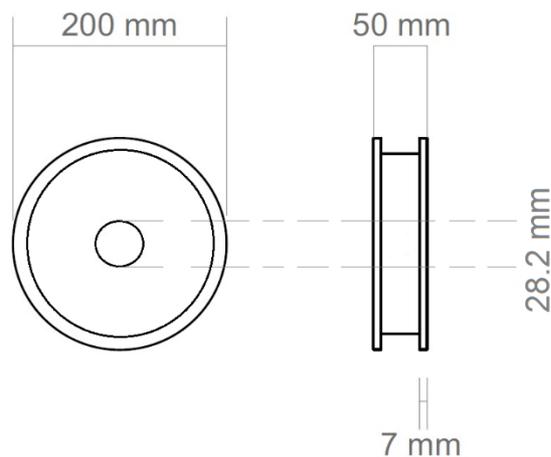


Ilustración 27 – Plano de volante de inercia

Análisis de fuerzas aplicadas al volante de inercia

Antes de empezar, cabe aclarar que estos cálculos fueron realizados en forma teórica, sin manera de corroborarlos empíricamente, ya que esto es la fase de diseño y cálculos como se describe al principio del proyecto integrador. Teniendo en cuenta este detalle, se procede con los cálculos para comprender qué requisitos debería cumplir el ergómetro y las características que debería tener de acuerdo al diseño propuesto.

Se presume que la velocidad y aceleración se mantienen constantes.

Para lograr una potencia de aproximadamente 5W con una pesa de 0,5 Kg, la fuerza de rozamiento debe ser de 0,35 KgF. De esta manera los usuarios acostumbrados al uso de pesillas, seguirán con su utilización y no alterara su metodología de trabajo. Esta fue una de las premisas solicitadas por los profesionales del C.A.R.D., que fue tomada como dato importante dentro del diseño. Otra de las formas de lograr este frenado es mediante corrientes parásitas mediante un sistema electromagnético, pero al ser propuesta a los profesionales prefirieron seguir trabajando del mismo modo al que lo vienen haciendo.

Una de las diferencias más notorias con el cicloergómetro, será la forma del volante de inercia del ErgoWheel, de menor diámetro y mayor grosor, debido a condiciones de diseño. Aquí la misma pesilla de 0,5 Kg utilizada en el cicloergómetro, supondrá una potencia menor, debido a la superficie de roce que entra en contacto con el volante, el cambio de dimensiones y peso del volante de inercia. Esto

se adecua al tipo de paciente o atleta que va a tomar la prueba, ya que los miembros superiores son considerablemente más pequeños y poseen menor fuerza que los inferiores, Testud, L. (1889).

A continuación se analizarán 2 casos: el primero con una pesilla de 0,5 Kg, y el segundo con una de 2 Kg. Se eligieron estos dos casos ya que son los que realmente utilizan actualmente los profesionales. Por ejemplo, para llegar a 1,5 Kg, se utilizan 3 pesillas de 0,5 Kg. Con estas pesillas, el profesional realiza diferentes combinaciones según el peso y consecuente fuerza de rozamiento a utilizar.

- Caso 1: Utilizando una pesilla de 0,5 Kg.

$$F_r = \mu \cdot N$$

$$F_r = 0.7 \cdot 0.5Kg$$

$$F_r = 0.35 \text{ KgrF}$$

También:

$$M_f = F_f \cdot r$$

$$M_f = 0.35 \text{ KgrF} \cdot 0.10 \text{ m}$$

$$M_f = 0.035 \text{ KgrF} \cdot m$$

Por lo tanto, y suponiendo una velocidad de 140 rpm

$$P = M_f \cdot W$$

$$P = 0.035 \text{ KgrF} \cdot m \cdot 140 \text{ rpm}$$

$$P = 4.9 \text{ W} \approx 5$$

Por lo tanto, tenemos que utilizando un peso de 0,5 Kg, el usuario estará desarrollando una potencia de 5 W.

- Caso 2: Utilizando pesilla de 2Kg

$$F_r = \mu \cdot N$$

$$F_r = 0,7 \cdot 2Kg$$

$$F_r = 1,4 \text{ KgrF}$$

También:

$$M_f = F_f \cdot r$$

$$M_f = 1,4 \text{ KgrF} \cdot 0,10 \text{ m}$$

$$M_f = 0,14 \text{ KgrF} \cdot \text{m}$$

Por lo tanto, y suponiendo una velocidad angular constante de 140 rpm

$$P = M_f \cdot W$$

$$P = 0,14 \text{ KgrF} \cdot \text{m} \cdot 140 \text{ rpm}$$

$$P = 19.6 \approx 20 \text{ W}$$

Por lo tanto, tenemos que utilizando un peso de 2 Kg, el usuario estará desarrollando una potencia de 20 W.

Variables que tienen influencia en el volante de inercia.

P: Pesilla

F: Fuerza

Fr: Fuerza de roce

W: Velocidad angular

N: Normal

r: Radio del volante de inercia.

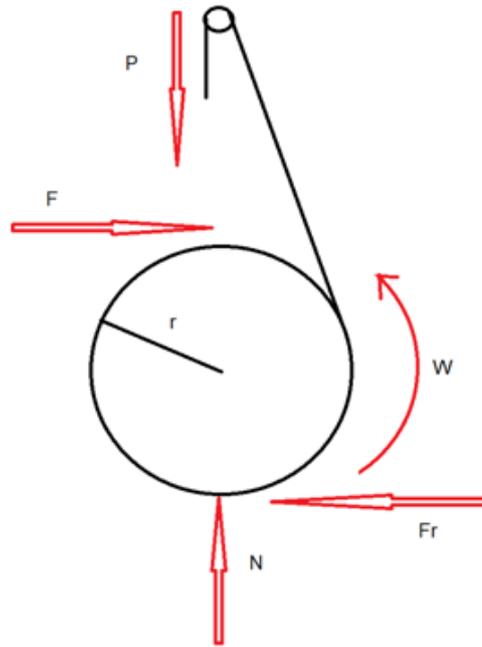


Ilustración 28 – Diagrama de fuerzas aplicadas en el volante de inercia.

Desarrollo métrico silla de ruedas

Se llama “desarrollo métrico” a la distancia que la silla de ruedas viaja por una revolución de la rueda trasera. Esta distancia es una aproximación promedio, y su valor dependerá del radio de la rueda que se utilice.

Convencionalmente en carreras de competición, el diámetro de la rueda trasera que se utiliza es de 66 cm o sea 26”.

Para esto, se calcula la circunferencia de la rueda trasera o de propulsión.

$$\text{Circunferencia} = \pi \cdot \emptyset$$

$$\text{Circunferencia} = 3,1415 \cdot 0,66$$

$$\text{Circunferencia} = 2,07 \text{ m}$$

Por lo que, al recorrer una vuelta de la rueda, sería lo mismo que recorrer 2,07 m de distancia.

Modo de funcionamiento

Básicamente el usuario podrá situarse de manera independiente o asistida por el profesional, sobre los rodillos que se encuentran en la plataforma.

Para ello, el ergómetro consta de 2 plataformas, una para ingresar (parte anterior) y otra para salir de ergómetro (parte posterior).

El atleta ingresará por la parte anterior. Una vez en posición, se procederá a la fijación (anclaje) de la silla de ruedas por cuestiones de seguridad, y se procederá a iniciar el test.

Se deberá medir el diámetro de la rueda propulsora para el cálculo del desarrollo métrico, tal como se vio en el apartado anterior.

El protocolo a utilizar será una variación del de Bruce, acorde con los valores obtenidos por Woude y Cols y los valores originales del protocolo ya mencionado.

Etapa	Característica	Duración
Reposo	Ausencia total de movimiento	2 min
Calentamiento	Propulsión sin carga o carga mínima	3 min
Incremental	Incremento de la resistencia a la propulsión (12-33 W/min), dependiendo de las características del paciente	Variable (8-10 min) dependiendo del estado funcional del paciente.
Recuperación	Se retira la resistencia del ErgoWheel, permitiendo que el paciente se recupere y los signos vitales regresen de forma paulatina a niveles de reposo	Al menos 3 min

Tabla 6 – Protocolo de Bruce modificado.

Después de finalizado el procedimiento, se deberá liberar la silla de ruedas, y el paciente, con o sin asistencia, deberá descender del ErgoWheel por la parte posterior.

Anclajes y Barandas de seguridad

El último elemento a diseñar es el sistema de anclaje de la silla de ruedas, punto que ha resultado laborioso hasta encontrar el método de sujeción óptimo que sea de fácil uso con flexibilidad y adaptabilidad a todo tipo de silla. Las alternativas estudiadas son de dos tipos: anclajes rígidos articulados y anclajes por correas.

Los primeros son utilizados para fijación de sillas de ruedas en vehículos adaptados. Suelen consistir en perfiles dotados de alojamientos especiales para fijar brazos articulados. Los perfiles se atornillan al suelo y los brazos articulados ligan el chasis de la silla con el perfil. El principal inconveniente que presentan es su alto costo.

Las correas también son utilizadas en sistemas de adaptación de vehículos. Algunas de ellas van dotadas de carretes enrolladores que facilitan la adaptación a distintas sillas y entornos. A su favor tienen que resultan algo más económicos.

La solución adoptada para el diseño ha sido la utilización de correas de anclaje de nylon con ganchos de amarre. Se han dispuesto varios puntos de sujeción ajustables sobre el chasis y las plataformas del ergómetro, de tal forma que uno permite retener la silla del empuje hacia delante durante la fase de impulso y dos más evitan el desplazamiento lateral y ayudan en la retención.

Con respecto al contacto de la plataforma con el piso, se colocarán cuatro tacos de goma gruesa antideslizante, uno en cada esquina.

Para las barandas de seguridad y los zocalos se utilizarán perfiles de aluminio 6061, o similar, ya que es resistente al desgaste, la corrosión y livianos.

Muestra de datos

Con respecto a los datos relevantes de la prueba de ergometría, según los médicos del C.A.R.D y otros profesionales de la salud, son la potencia que implica cada pesilla al colocarla en el plato, lo que provoca un aumento en la fricción y por ende significa que el usuario debe incrementar el esfuerzo.

Como se explico en la sección “Análisis de fuerzas aplicadas al volante de inercia”, cada pesilla implica una potencia. Esto quiere decir que, el equipo dispondrá de solo 2 valores de pesas, una de 0.5 Kg y otra de 2 Kg, a lo que le corresponde un valor de 5 W para la primera y 20 W para la segunda. Con esos valores los médicos y/o técnicos pueden realizar los cálculos pertinentes como se explicó en la sección de “Pruebas de valoración para deportistas”.

Para poder llevar a cabo el protocolo de la ergometría también se debe tener en cuenta la velocidad a la que el usuario debe impulsarse, ya que debe de mantener una cierta velocidad indicada por el profesional y/o técnico.

A pedido de los médicos del C.A.R.D, el ciclocomputador deberá de apuntar al usuario para que este tenga noción de la velocidad a la que se impulsa.

Para ello, se utilizara un ciclocomputador, que puede conseguirse fácilmente en el mercado y/o internet.

Ciclocomputador

Un ciclocomputador⁸ o cuentakilómetros nos permite medir con precisión los kilómetros realizados en una bicicleta. Adoptamos, sin embargo, el término ciclocomputador, pues estos medidores son algo más que simples cuentakilómetros.

El principio de funcionamiento es sencillo. El punto de partida es medir la distancia que recorre en una vuelta una rueda y a partir de esta medida se calcula el recorrido y la velocidad. Con estos datos también se puede evaluar el tiempo empleado montado en la bicicleta.

El sensor básico es un imán que traslada el pulso magnético a un sensor que a su vez lo envía a un receptor, el ciclocomputador, el cual nos proporcionará la traducción de estos pulsos en información tangible.

⁸ <http://www.terra.org/categorias/articulos/pon-un-ciclocomputador-en-tu-bicicleta-urbana>

La función básica en un ciclocomputador es calcular la velocidad instantánea a partir del espacio recorrido por unidad de tiempo, a la cual se puede añadir la velocidad media, la máxima y la mínima y la distancia acumulada total. También incorporan un reloj que nos aporta el tiempo de pedaleo parcial y total. La sofisticación de estos aparatos se mide por el número de funciones que son capaces de calcular.

Los modelos más básicos permiten, para un único tamaño de rueda prefijado, la velocidad, la distancia recorrida y el total de km y el reloj. Luego hay modelos más completos que incluyen la velocidad media y la velocidad máxima, y permiten mediciones con más de una rueda. También los hay wireless, que no precisan de cableado entre el sensor y el computador. Así mismo, algunos modelos ofrecen conexión con un ordenador para poder descargar los datos y con el software pertinente pueden ser analizados. Y es que en estos modelos más completos diseñados para el entrenamiento deportivo se incluye la medición de las pulsaciones, la cadencia de pedaleo, la altitud y todo lo máximo, mínimo y medias que marque nuestro entrenamiento.

Los ciclocomputadores funcionan habitualmente con una pila botón de litio CR 2032 de 3 voltios, que tienen una duración aproximada de unos 2 - 3 años. También los hay que llevan una pequeña celdilla fotovoltaica que recarga la batería. Las diferencias entre las marcas y los modelos se basan en el sistema de pulsos.



Ilustración 29 – Algunos modelos de ciclocomputador.

Ciclocomputador aplicado a ergómetro

Se colocara en el volante de inercia el imán, que funcionará junto con un sensor de efecto Hall ubicado como se ve en la siguiente figura.

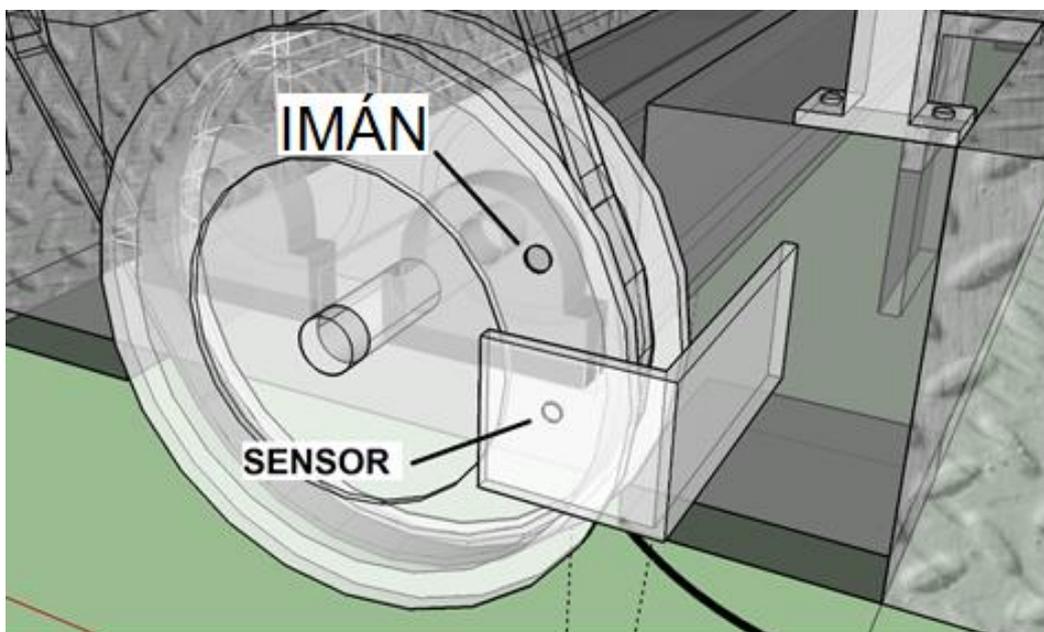


Ilustración 30 - Posiciones del imán y el sensor.

Para sostener el ciclocomputador se ideó un sistema de soporte (pilar) con pivot, el cual podrá girar acorde a donde sea mejor para el usuario y/o el profesional que realizará el estudio.

La imagen del ciclocomputador es a modo ilustrativo, ya que existen varios modelos.

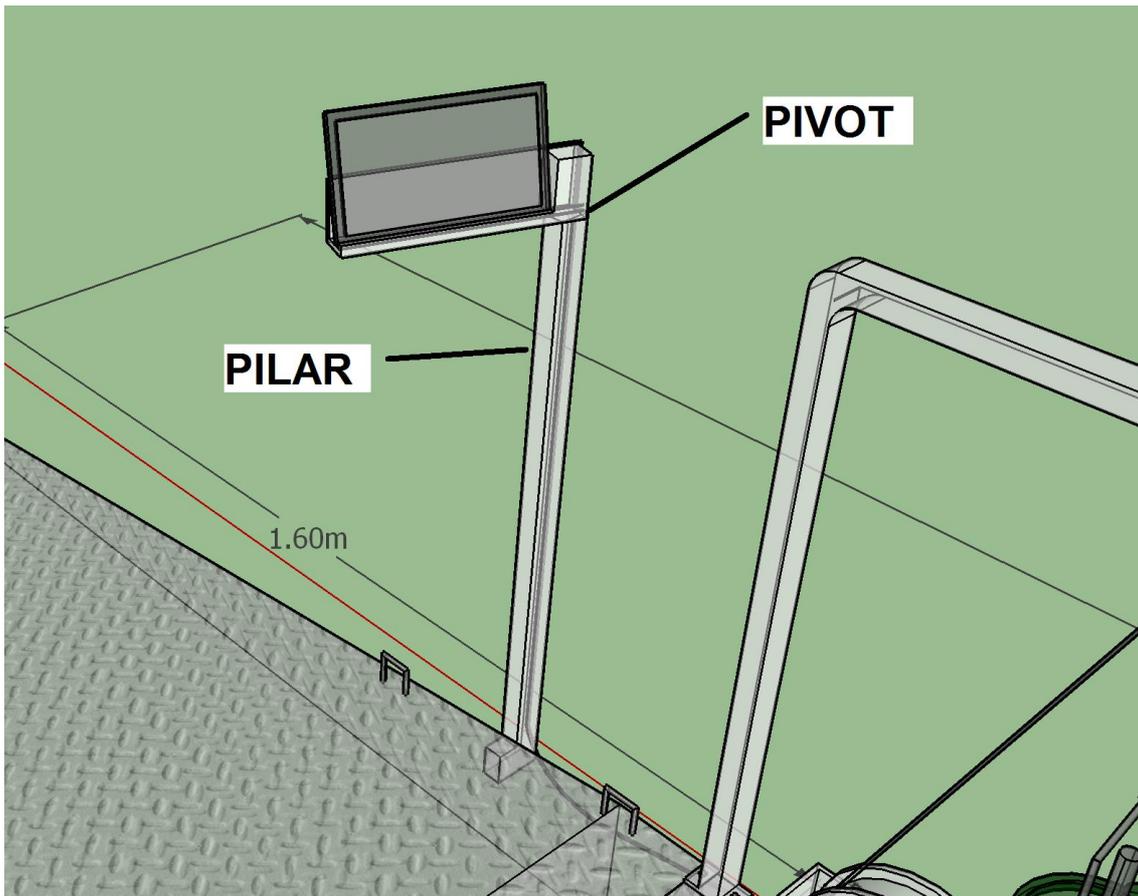
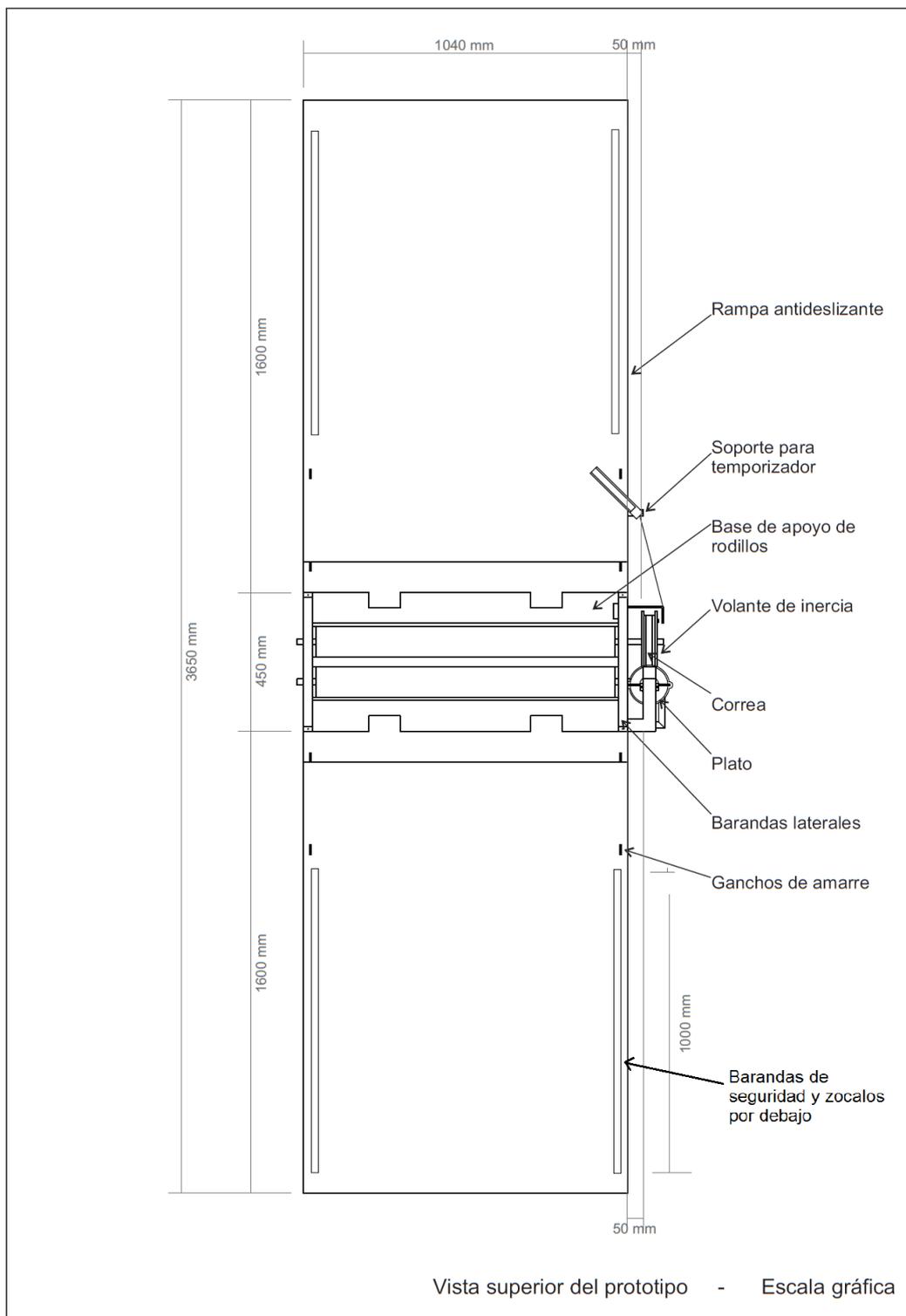


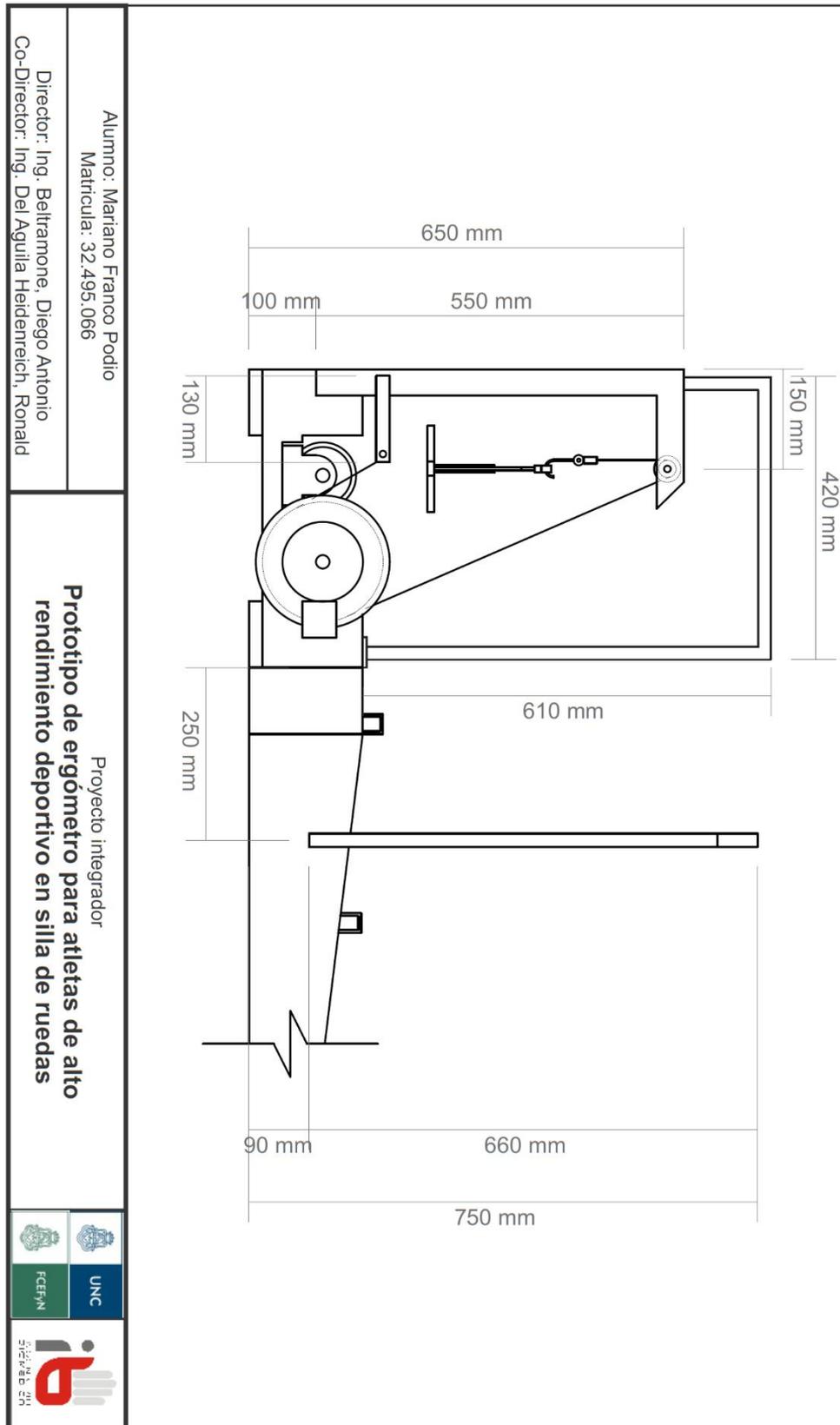
Ilustración 31 – Soporte con pivot para velocímetro.

Teniendo en cuenta todas las consideraciones anteriores, se mostrará a continuación el diseño del ErgoWheel.

Plano del ErgoWheel



Alumno: Mariano Franco Podio Matricula: 32.495.066	Proyecto integrador Prototipo de ergómetro para atletas de alto rendimiento deportivo en silla de ruedas	
Director: Ing. Beltramone, Diego Antonio Co-Director: Ing. Del Aguila Heidenreich, Ronald		



Modelo 3D

A continuación se mostrarán imágenes del modelo en 3D realizado en el software SketchUp 2017.

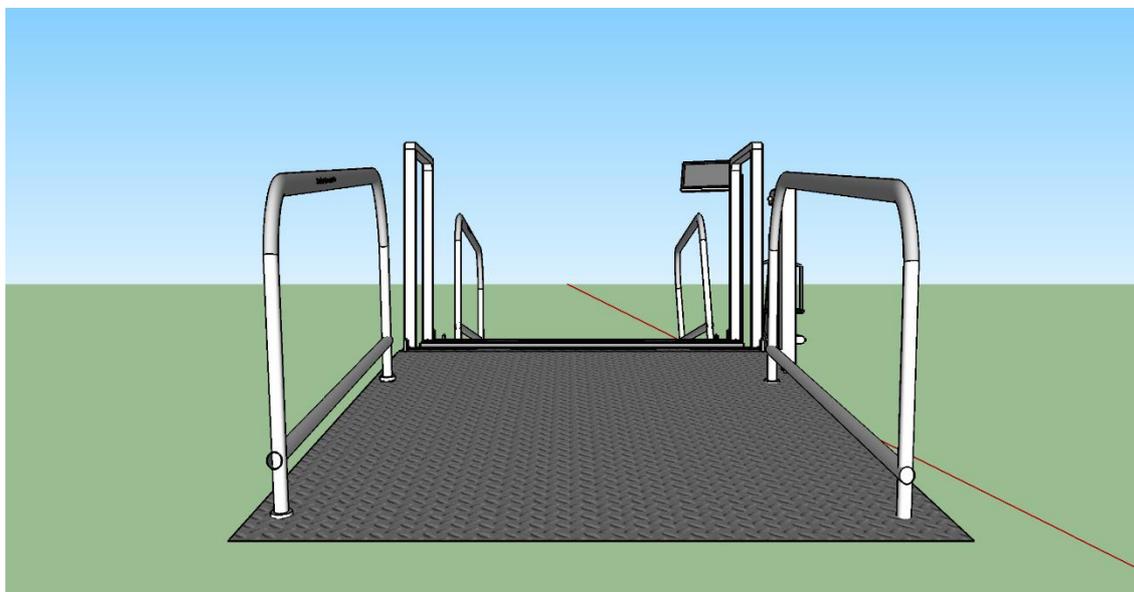


Ilustración 32 – Imagen del ErgoWheel (frontal)

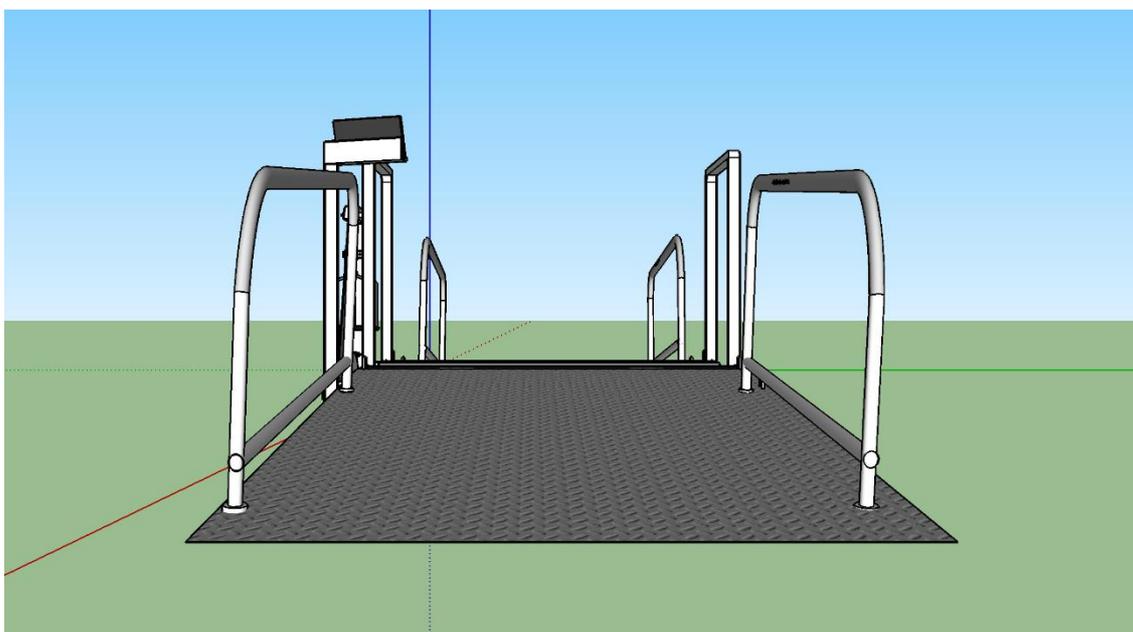


Ilustración 33 - Imagen del ErgoWheel (trasera)

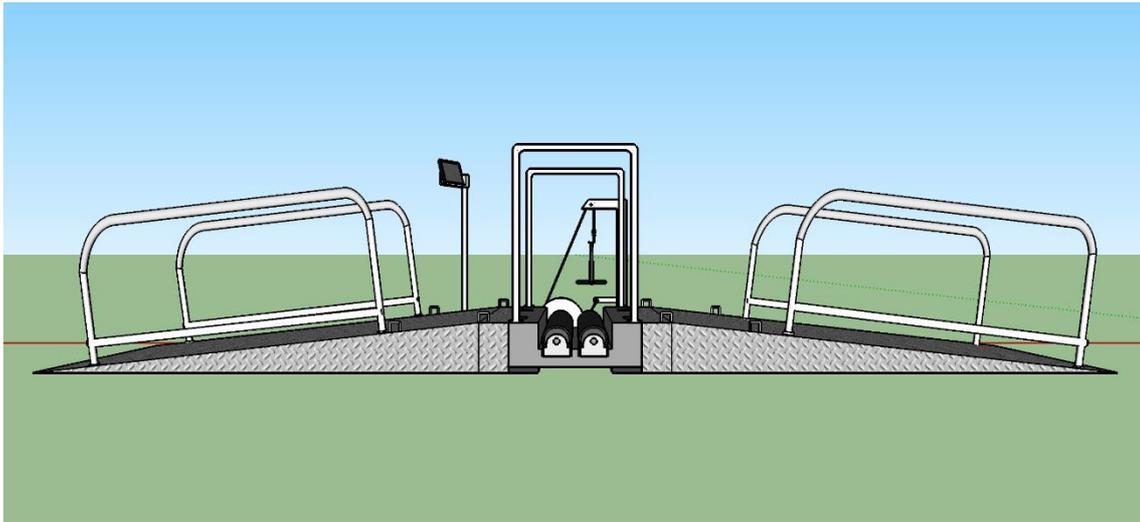


Ilustración 34 - Imagen del ErgoWheel (izquierda)

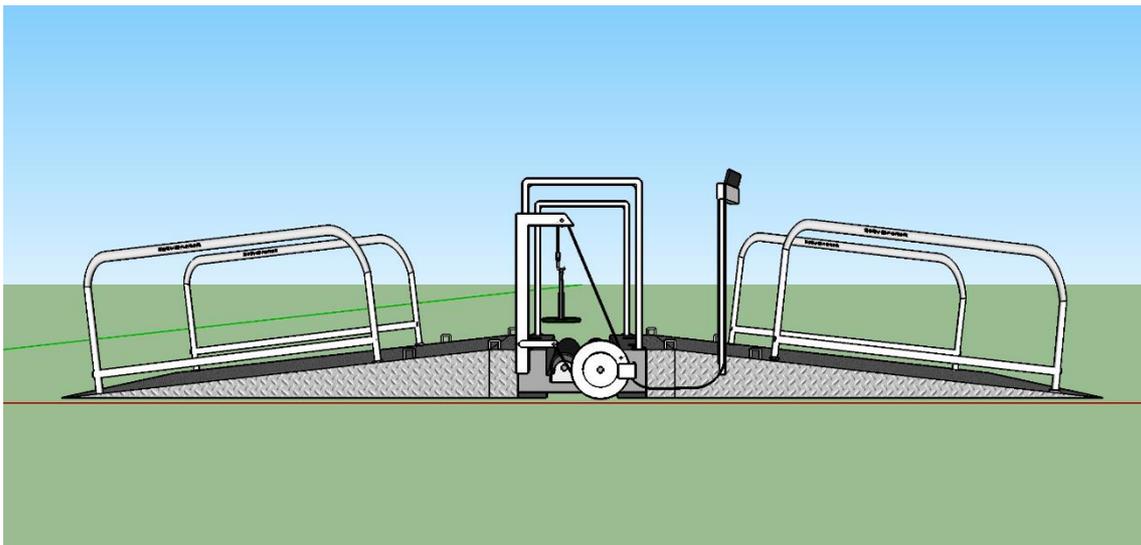


Ilustración 35 - Imagen del ErgoWheel (derecha)

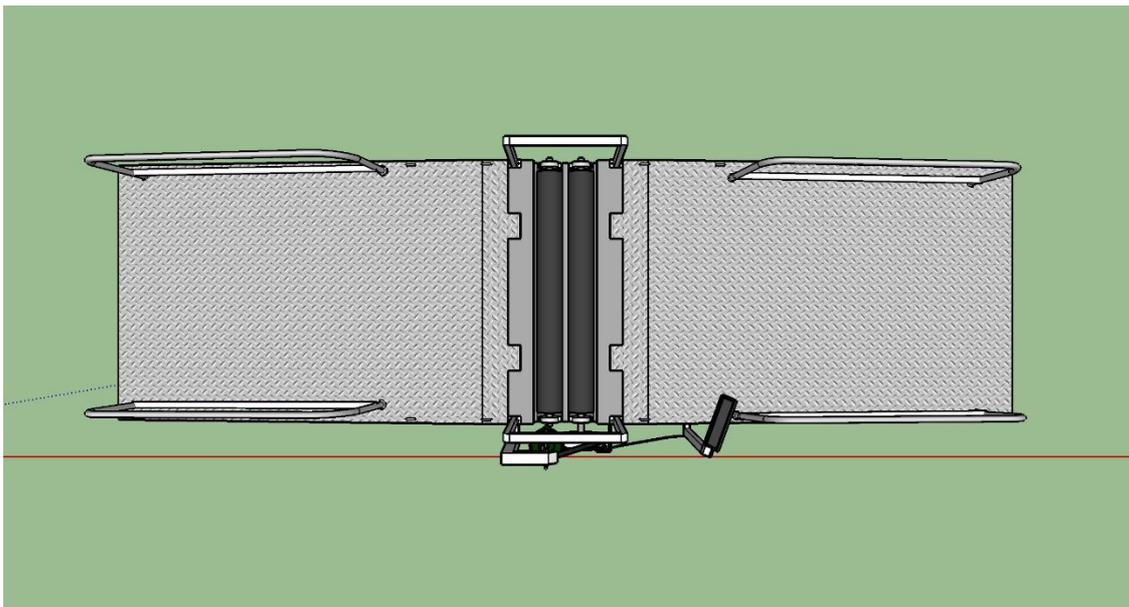


Ilustración 36 - Imagen del ErgoWheel (superior)

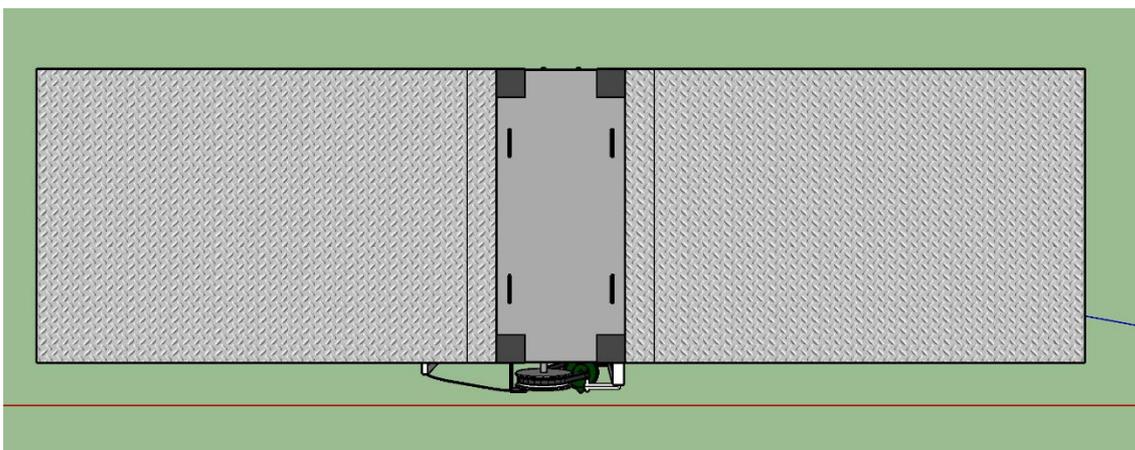


Ilustración 37 - Imagen del ErgoWheel (Inferior)

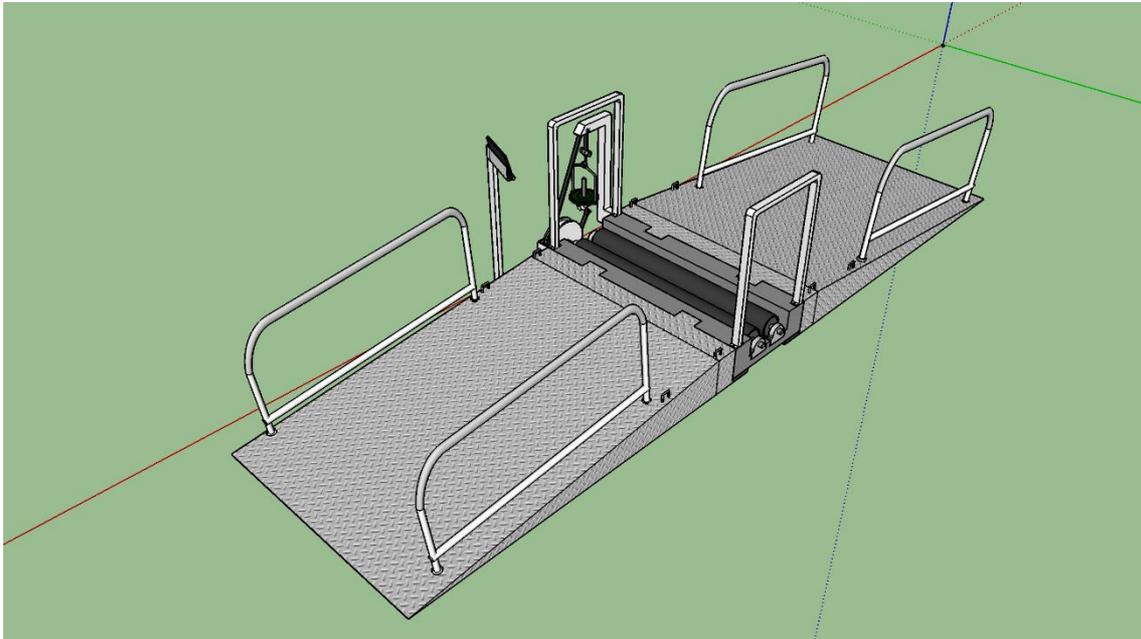


Ilustración 38 - Imagen del ErgoWheel (iso superior)

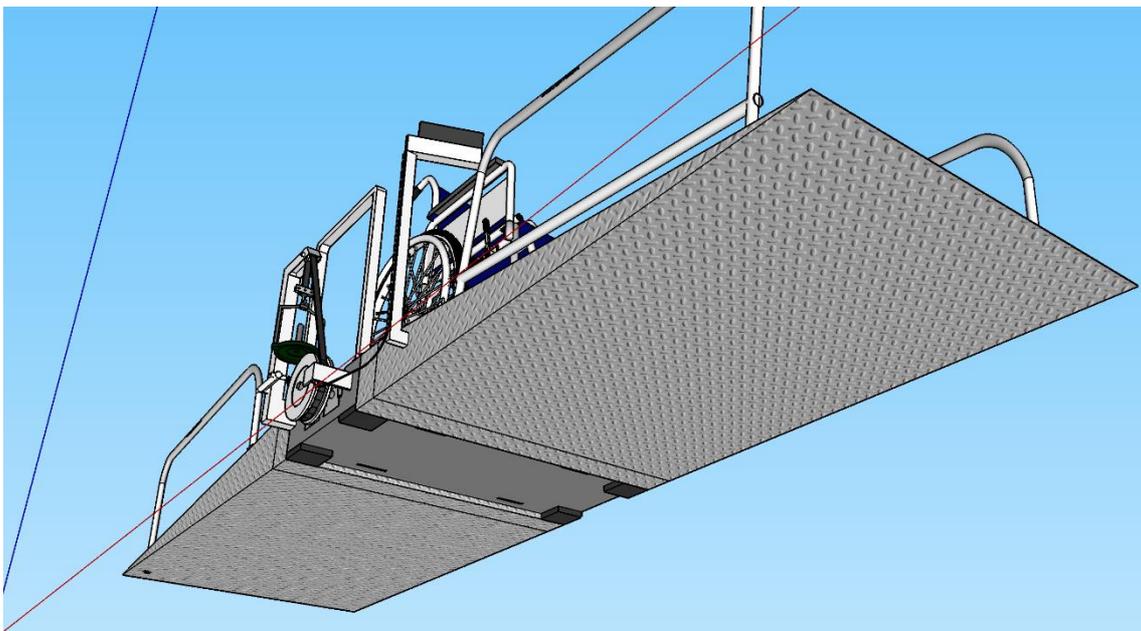


Ilustración 39 - Imagen del ErgoWheel (iso inferior)

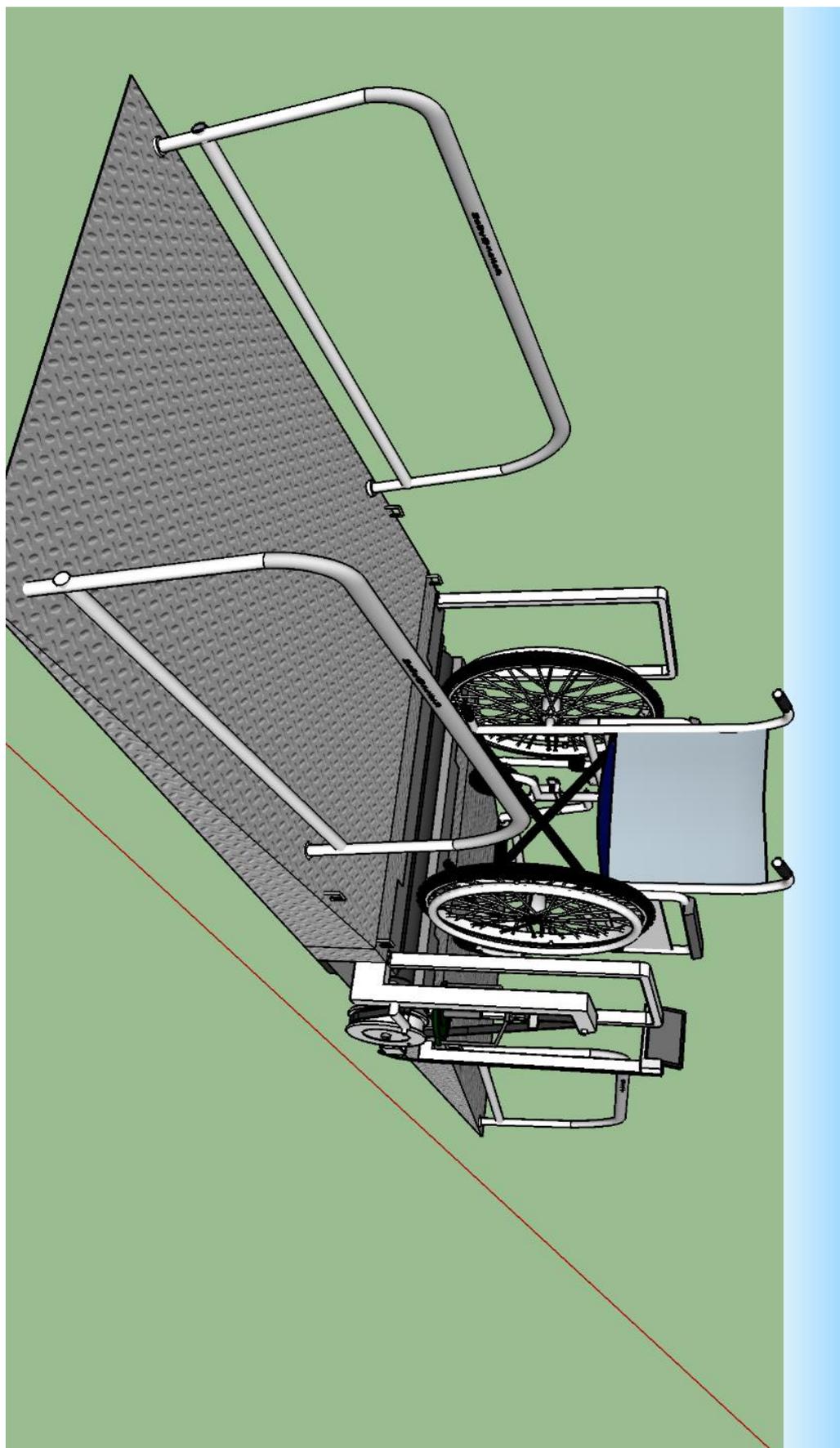


Ilustración 40 – Imagen ErgoWhell con silla de ruedas estándar.

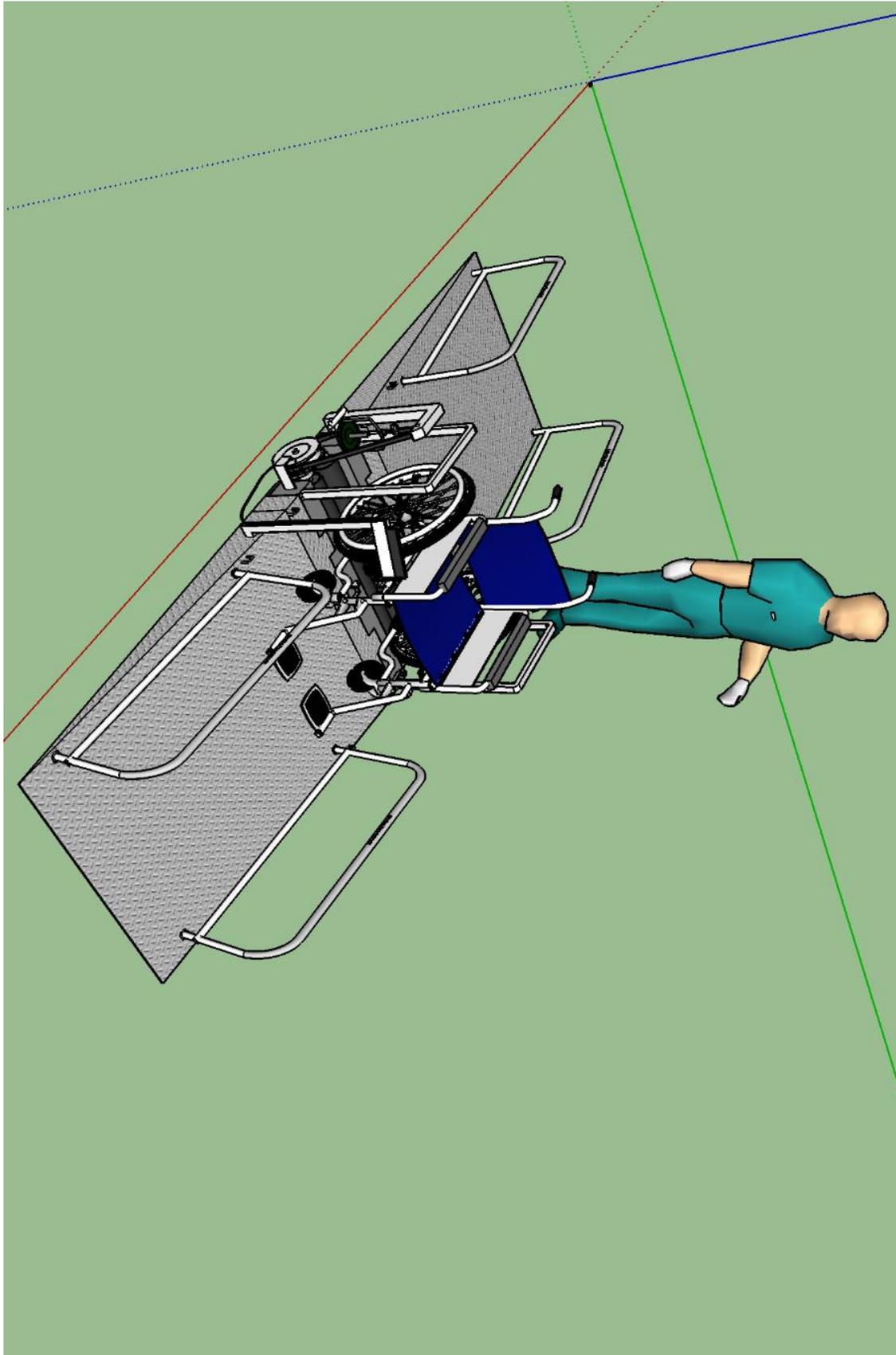


Ilustración 41 - Imagen ErgoWhell con silla de ruedas estándar y persona de 1,80 m.

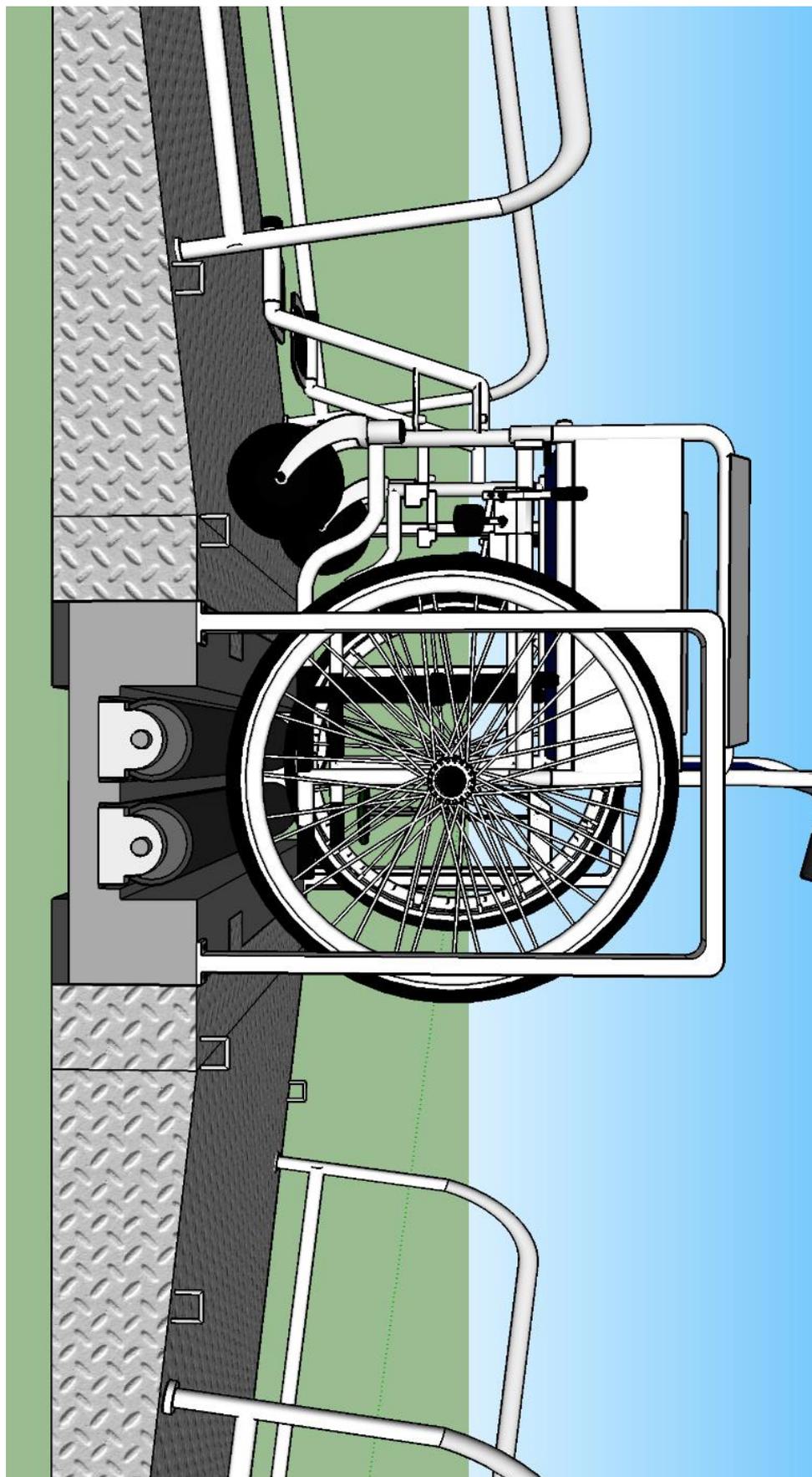


Ilustración 42 - Imagen ErgoWhell con silla de ruedas estándar, mostrando posición.

Analisis de costos

A continuación se hará un análisis de costos aproximado, incluyendo la mano de obra.

Estos costos son de un periodo comprendido entre el mes de diciembre del 2016 y el mes de mayo del 2017. En ese periodo de tiempo el dólar tuvo muchas fluctuaciones, por lo que se tomara un dólar equivalente a 16,39 \$ para la venta, según la pagina “Dolarhoy” (22/05/2017).

Muchos de los valores fueron recolectados de personas que se encuentran en el rubro de la metalurgia. Otros se consultaron de empresas como, “Córdoba Metal” (Riga 4942 Bº Villa Aspacía - Córdoba - Argentina / Tel./Fax.: 0351-4652631 - Mail: info@cordobametal.com.ar), “RSV Aluminium” (ventas@rsvaluminium.com), “Hierros la Tacada” (ventas@hierroslatacada.com.ar), “Cordoba Goma” (La Rioja 302 Barrio Centro Norte, X5000EVH Córdoba, 0351 422-1364), “Mercadolibre” (www.mercadolibre.com.ar), “Conmecca SRL” (Av. Sabattini 6215, Bº Ferreyra - (5123), Córdoba – Argentina, <http://www.conmecca.com.ar>, (0351) 497-7070 // 497-6300).

Se opto en el caso de la plataforma, en hacerla de chapa prensada galvanizada de 5mm de espesor, ya que la soldura de aluminio tiene un valor muy alto con respecto al trabajo de la chapa.

El tiempo de construcción de las piezas es relativo, dependiendo de la disponibilidad de los materiales, complejidad de la pieza, y horas de trabajo hombre.

Descripcion del Recurso	Unidad	Cantidad	Costo	Mano de Obra	Total Parcial
RAMPA					
Plataforma	Chapa prensada galvanizada 5 mm esp / m2	6 m2	\$2,000	\$1,500	\$3,500
Tacos de goma antideslizante	Se vende por unidad	4	\$200		\$200
Barandas de seguridad c/ zocalos	Perfil de aluminio 6061 / m	10 m	\$600	\$1,000	\$1,600
PLATAFORMA					
Plataforma	Chapa prensada galvanizada 5 mm esp / m2	3 m2	\$1,000	\$3,000	\$4,000
Soporte de rodillos	Se venden por unidad	4	\$2,800		\$2,800
Rodillos	Se venden por unidad	2	\$3,200		\$3,200
SISTEMA DE INERCIA					
Volante de inercia	Acero Inox / Kg	5 Kg	\$1,500	\$2,300	\$3,800
Plato	Se vende por unidad	1	\$800		\$800
Ciclocomputador	Se vende por unidad	1	\$600		\$600
Cinta	Se vende por metro	1 m	\$120		\$120
Soporte sistema de inercia	Perfil de aluminio 6061 / m	2 m	\$120	\$1,200	\$1,320
Soporte ciclocomputador	Perfil de aluminio 6061 / m	1 m	\$60	\$800	\$860
				TOTAL	\$22,800

Tabla 7 – Analisis de Costos ErgoWheel

Conclusiones

En la sección “Diseño del ergómetro” se fijaron las características generales deseadas para ErgoWheel y se detallaron en:

- Dimensiones reducidas.
- Ligero y transportable.
- Accesibilidad autónoma para usuarios en silla de ruedas.
- Utilización de la propia silla de ruedas.
- Posibilidad de utilización de protocolos.
- Velocímetro.
- Timer.
- Método simple de cambio de cinta.
- Medición precisa de las variables biomecánicas y fisiológicas de interés.
- Costo razonable.
- El ergómetro debe permitir simular el efecto de la masa de inercia del usuario más la silla, para transmitir la misma sensación en el ergómetro que en la pista de atletismo. Para ello es necesario incluir una masa de inercia que almacene en forma de energía cinética parte de la energía transmitida por el usuario, de tal modo que si el usuario deja de impulsar, el movimiento de las ruedas de la silla no se detenga instantáneamente.

Se vuelve a destacar que esto es un primer diseño, primera versión del dispositivo.

A pesar de esta consideración, el diseño final desarrollado, cumple en un grado muy elevado, las características generales especificadas al inicio del trabajo.

Con respecto a las dimensiones del ergómetro, se valora muy positivamente el resultado obtenido, acorde a la opinión de profesionales de la salud tales como, la Dra. Ana Diaz, directora del C.A.R.D, el Dr. Sebastian Balestrini, cardiólogo del Instituto Modelo de Cardiología SRL de Córdoba. Siendo que las medidas en gran parte se acomodaron acorde a lo que dice la Ley Nacional 22.431, se puede decir que el equipo posee las dimensiones justas, sin comprometer la accesibilidad del usuario. Las características de las rampas, son tal, que cualquier usuario en silla de ruedas, va a poder acceder fácilmente y sin asistencia. Esto es algo muy importante de mencionar ya que no se requerirá mucho esfuerzo por parte del paciente y/o profesional que realice el estudio.

Otro aspecto muy importante es que cada usuario podrá acceder con su propia silla de ruedas, lo que es ideal no solo para el estudio, sino también para el propio paciente. No sería lo mismo un ergómetro con silla de ruedas incluida, ya que esta condicionaría el tipo de paciente, y estaría afectada por el desgaste ocasionado por los diferentes usuarios.

La cinta o correa del sistema mecánico fue diseñada de forma tal que sea fácil reemplazarla, según requerimiento explícito de los profesionales. El sistema de cinta posee tornillos nudosos o “knurled screw”, en la parte fija de la cinta y donde pasa por la polea superior. De esta forma, cambiar la cinta y la polea será cuestión de segundos.

El sistema de masa inercial implementado es muy similar al de los cicloergómetros, con la diferencia que, el volante de inercia es de menor tamaño. También al estar dividido en tres partes, lo hace más fácil de transportar.

El ergómetro también posee un soporte pivotante para colocar el velocímetro, de modo que siempre apunte al usuario.

El plato, donde se colocan las pesillas, es idéntico al de los cicloergómetros, por lo que esa pieza sería fácil de conseguir. En general el ergómetro está diseñado para que sea de fácil fabricación y armado, y con materiales baratos y conseguibles.

El sistema de anclaje está diseñado para que pueda asegurarse cualquier silla de ruedas, con correas y barras de acero para asegurar una mayor estabilidad en el agarre.

Una de las razones por las que se adoptó este tipo de diseño, más específicamente el sistema de frenado, es porque los profesionales de la salud, afirman que el sistema analógico, el usado en los cicloergómetros, es el más preciso, eficaz y ya están acostumbrados a esa metodología de trabajo.

El siguiente paso, una vez aprobado este proyecto, será la fabricación del mismo, a través del aporte de posibles inversores. La meta principal es que cada centro de salud cuente con un ErgoWheel para el beneficio de los usuarios en silla de ruedas.

Inconvenientes

Uno de los principales inconvenientes fue llegar a un diseño que satisfaga con todos los objetivos planteados. Al principio hubo varios diseños, de los cuales dos habrían de quedar en la etapa final, sin embargo, el diseño final, serio la modificación de uno.

Una de las ideas contempladas era diseñar el ergómetro al nivel del suelo (Ilustración 43, 44). El principal problema con esto, sería la obra civil que implicaría, al tener que romper el piso y hacer la instalación. Otra, es que dejaría de ser transportable, lo que es algo muy poco eficiente, ya que cada vez que haya que moverlo a otra locación habría que romper el piso del centro u hospital.

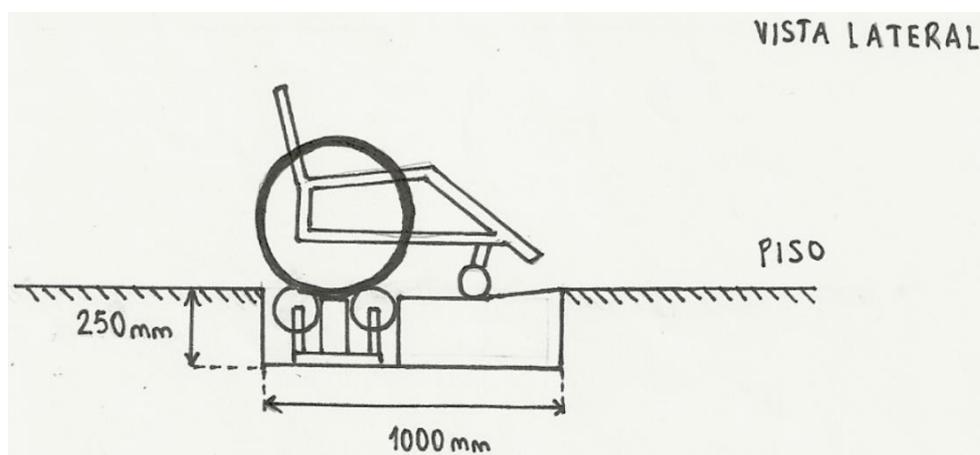


Ilustración 43 - Diseño al nivel del suelo (vista lateral).

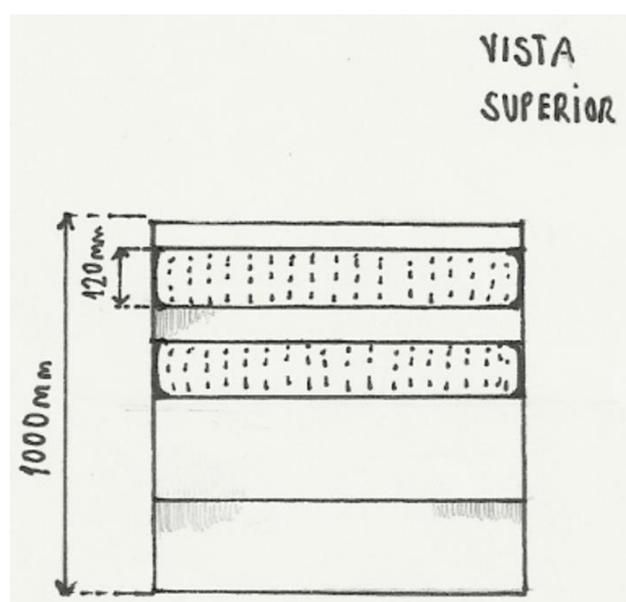


Ilustración 44 - Diseño al nivel del suelo (vista superior).

También requería de un sistema incluido de toma de datos a los que el profesional tendría acceso por medio de una pantalla táctil que sobresaldría del piso (Ilustración 45).

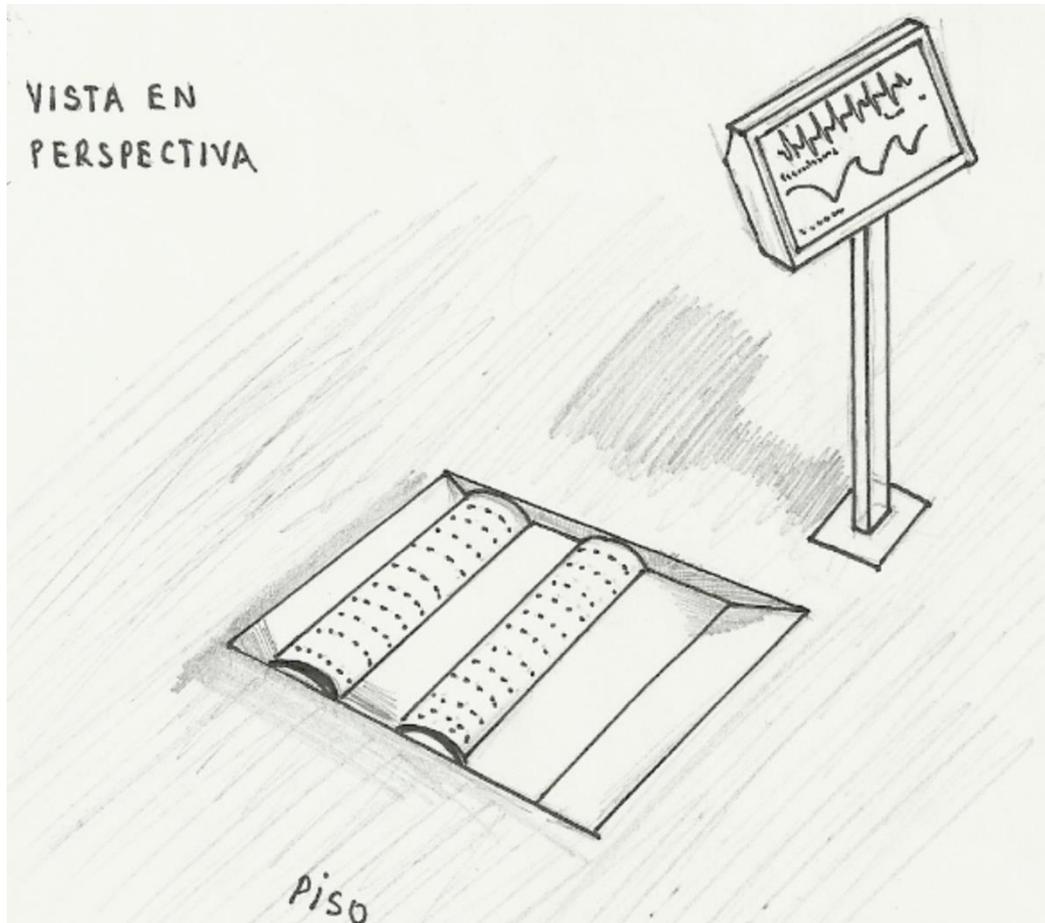


Ilustración 45 - Pantalla táctil (vista iso).

El otro diseño, se realizó teniendo en cuenta la movilidad del mismo. Contando con rampas de ascenso y descenso, y una plataforma central. La base era más grande, por ende el tamaño del equipo llegaba a ser el doble de grande de lo que terminaría siendo el diseño final (Ilustración 46).

Diseño de ergómetro para atletas de alto rendimiento deportivo en silla de ruedas

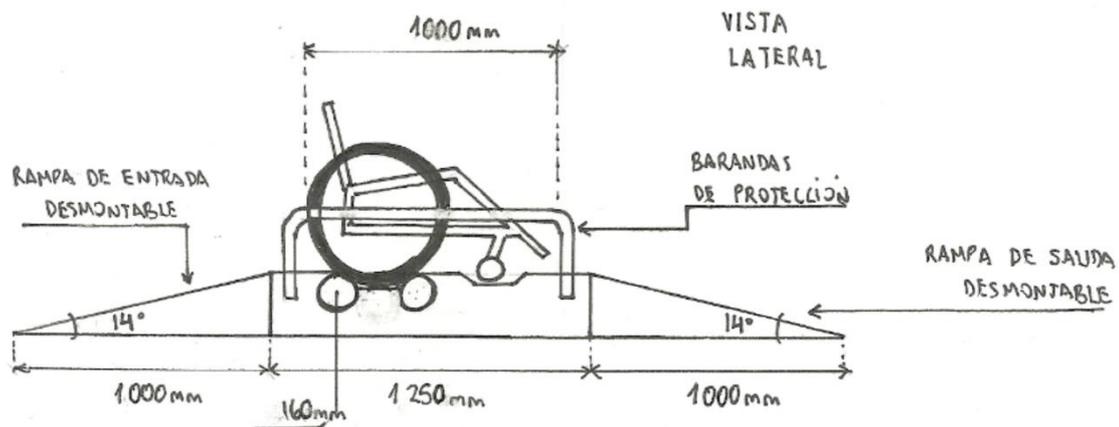


Ilustración 46 - Diseño con rampas (vista lateral).

Sin embargo, este diseño no contaba con el sistema de inercia, agarre o soporte para velocímetro. En la base se puede observar un bajo relieve para que allí se alojaran las ruedas delanteras (Ilustración 47).

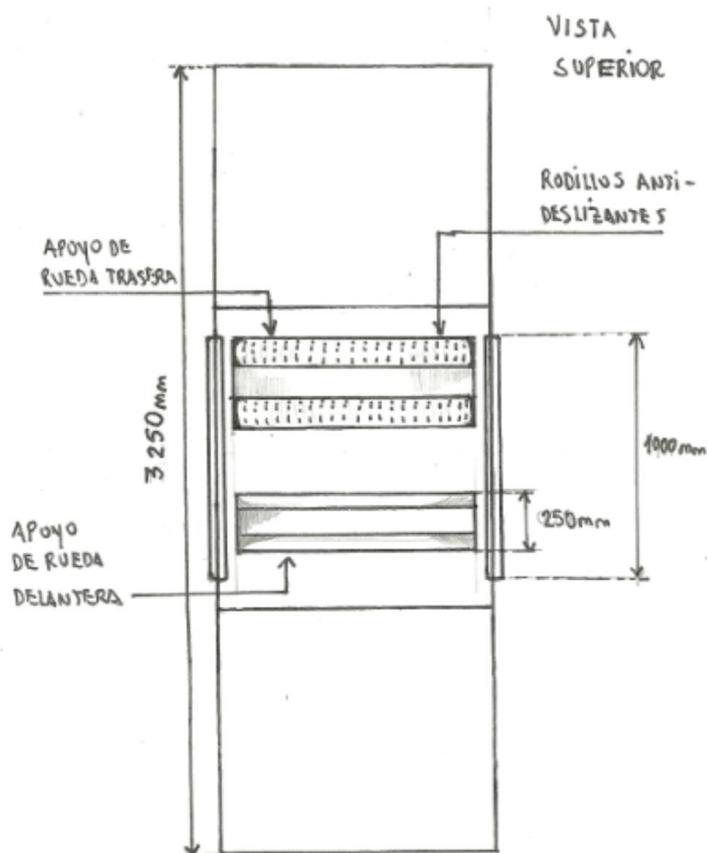


Ilustración 47 - Diseño con rampas (vista superior).

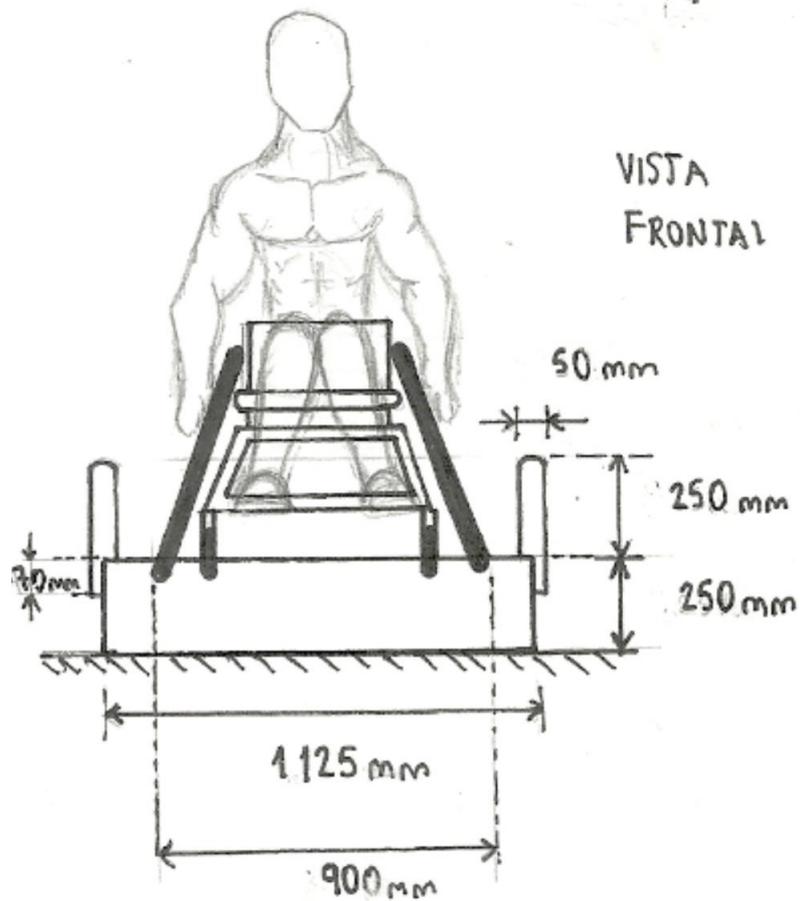


Ilustración 48 - Diseño con rampas (vista frontal).

Como se puede observar, ninguno de los diseños anteriores tenía las características que posee el diseño final. Como ser el sistema de inercia, los agares, soportes, facilidad de armado, tamaño reducido, etc.

Mejoras y futuros desarrollos

Como se mencionó antes al final de la conclusión, la idea principal de este proyecto es poner en marcha la fabricación de este diseño, y realizar todas las pruebas necesarias. Sin embargo, ya se están contemplando algunas mejoras para la versión 2.0, como ser el reemplazo del sistema de inercia con pesillas por el de un freno electromagnético controlado por microprocesador a través de una aplicación para móvil.

Es un proyecto bastante ambicioso y requerirá de bastante tiempo, pero si este diseño cumple con todos los objetivos en la práctica, sería solo cuestión de tiempo para empezar la investigación y desarrollo de la siguiente versión.

Bibliografía y Referencias

- Abbott, A., Wilson, D. (1995) Human-powered vehicles. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Atero, C. (2005) Cuaderno Técnico Forodeporte. Guía de actividad físico-deportiva y población discapacitada. Estrategias de actuación. Madrid: Cyan.
- Ballarin, E., Borsetto, C., Cellini, M., Patracchini, M. (1989) Adaptation of the "Conconi test" to children and adolescents. *International Journal of Sports Medicine*, 10, 334-338.
- Barfield, J.P., Malone, L.A., Collins, J.M., Ruble, S.B. (2005) Disability type influences heart rate response during power wheelchair sport. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 37 (5), 718-723.
- Bernart, P.L., Mercier, J., Varray, A., Prefaut, C. (2000) Influence of lesion level on the cardioventilatory adaptations in paraplegic wheelchair athletes during muscular exercise. *Spinal Cord*, 38 (1), 16-25.
- Bernat, P.L., Vinet, A., Varray, A. (1999) La influencia del nivel neurológico en las adaptaciones cardiorrespiratorias en atletas parapléjicos en silla de ruedas durante el ejercicio muscular. 12º Congreso Mundial de Actividad Física Adaptada – COMAFA'99. INEFC Barcelona- Lleida. Barcelona: INEFC
- Bhambhani, Y. (2002) Physiology of wheelchair racing in athletes with spinal cord injury. *Sports Medicine*, 32 (1), 23-51.
- Bodner, M.E., Rhodes, E.C. (2000) A review of the concept of the heart rate deflection point. *Sports Medicine*, 30 (1), 31-46.
- Boninger, M.L., Robertson, R.N. (1996) Upper limb nerve entrapments in elite wheelchair racers. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 75, 170-176.
- Boninger, M.L., Souza, A.L., Cooper, R.A., Fitzgerald, S.G., Koontz, A.M., Fay, B.T. (2002) Propulsion patterns and pushrim biomechanics in manual wheelchair propulsion. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83 (5), 718-723.
- Bravo, J., García-Verdugo, M., Gil, F., Landa, L.M., Marín, J., Pascua, M. (1998) Carreras y marcha, *Atletismo (I)*. Madrid: Real Federación Española de Atletismo.

- Broadhead, G.D. (1981) Time passage in adapted physical education. In: Perspectives on the academic discipline of physical education, a tribute to G. Lawrence Rarick (edited by Brooks, G.A.). Champaign, IL: Human Kinetics.
- Brown, D.D., Knowlton, R.G., Hamill, J., Schneider, T.L., Hetzler, R.K. (1990) Physiological and biomechanical differences between wheelchair-dependent and able-bodied subjects during wheelchair ergometry. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 60 (3), 179-182.
- Buffard, M. (1993) The perils of averaging data in adapted physical activity research. *Adapted Physical Activity Quarterly*. 4, 257-267
- Bunc, V., Heller, J., Nowak, J., Leso, J. (1982) Determination of the individual anaerobic threshold. Viena: Proceedings of XXIIInd World Congress on Sport Medicine.
- Burke, E.R. (1996) High-Tech Cycling. Champaign, IL: Human kinetics.
- Burnham, R.S., May, L., Nelson, E., Steadward, R.D., Reid, D.C. (1993) Shoulder pain in wheelchair athletes: the role of muscle imbalance. *American Journal of Sports Medicine*, 21 (2), 238-242.
- Campbell, I.G., Williams, C., Lakomy, H.K. (2004) Physiological and metabolic responses of wheelchair athletes in different racing classes to prolonged exercise. *Journal of Sports Sciences*, 22 (5), 449-56.
- Carey, D. (2002) Assessment of the accuracy of the Conconi test in determining gas analysis anaerobic threshold. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 16 (4), 641-644.
- Cellini, M., Vitiello, P., Nagliati, A., Ziglio, P.G., Martinelli, S., Ballari, E., Conconi, F. (1986) Noninvasive determination of the anaerobic threshold in swimming. *International Journal of Sports Medicine*, 7, 347-351.
- Chicharro, J.L., Legido, J.C. (1991) Umbral anaeróbico. Bases fisiológicas y aplicaciones. Madrid: McGraw-Hill – Interamericana de España.
- Conconi, F., Ferrari, M., Ziglio, P.G., Droghetti, P., Codeca, L. (1982) Determination of the anaerobic threshold by a noninvasive field test in runners. *Journal of Applied Physiology*, 52, 869-873.
- Coyle, E.F. (1983) Blood lactate threshold in some well-trained ischemic heart disease patients. *Journal of Applied Physiology*, 54 (1), 18-23.
- Cumellas, M. (2000). Atletas masculinos con lesión en la medula espinal (paraplégicos y tetraplégicos). Disciplinas de carreras y lanzamientos: su relación en la mejora de la adaptación del esfuerzo. *Revista Digital*, 21.

- Dal Monte A. (1988) Exercise testing and ergometers. En: The Olympic book of sports medicine. IOC-FIMS (editado por Dirix A., Knuttgen H.G., Tittel K.), Oxford: Blackell Scientific Publications.
- Dal Monte, A., Faina, M., Menchinelli, C. (1996) Equipo ergométrico para un deporte específico. En: La Resistencia en el Deporte (editado por Shepherd, R.J., y Astrand, P.O.), Barcelona: Paidotribo.
- Dallmeijer, A., Kilkens, O., Post, M., de Groot, S., Angenot, E., van Asbeck, F., Nene, A., Woude, L.H.V.v.d. (2005) Hand-rim wheelchair propulsión capacity during rehabilitation of persons with spinal cord injury. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. 42 (3), 55-64.
- Dallmeijer, A.J., Woude, L.H.V.v.d., Veeger, H.E., Hollander, A.P. (1998) Effectiveness of forcé application in manual wheelchair propulsion in persons with spinal cord injuries. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 77 (3), 213-221.
- Davis, J.A., Caiozzo, V.J., Lamarra, N., Ellis, J.F., Vandagriff, R., Prietto C.A., McMaster, W.C. (1983) Does the gas exchange anaerobic threshold occur at fixed blood lactate concentration of 2 or 4 mm?. *International Journal of Sports Medicine*, 4, 89.
- Davis, S.F., Iber, C., Keene, S.A., McArthur, C.D., Path, M.J. (1986) Effect of respiratory alkalosis during exercise on blood lactate. *Journal of Applied Physiology*, 61, 948-952.
- Devillard, X., Calmels, P., Sauvignet, B., Belli, A., Denis, C., Simard, C., Gautheron, V. (2001) Validation of a new ergometer adapted to all types of manual wheelchair. *European Journal of Applied Physiology*, 85 (5), 479-485.
- Doll-Tepper, G. (1994) Esport adaptat. *Perspectiva social*. Apunts, 38.
- Droghetti, P., Borsett, C., Casoni, I., Cellini, M., Ferrari, M., Paolini, A.R., Zigliio, P.G., Conconi, F. (1985), Noninvasive determination of the anaerobic threshold in canoeing, cross-country skiing, cycling, roller, and iceskating, rowing and walking. *European Journal of Applied Physiology*, 53, 299-303.
- Duncan, J., Wenger, H.A., Green, H.A., Thoden, J.S. (2000) Evaluación fisiológica del deportista. Barcelona: Paidotribo.
- Farrell, P.A., Wilmore, J.H., Coyle, E.F., Billings, J.E., Costill, D.L. (1975) Plasma lactate accumulation and distance running performance. *Medicine and Science in Sports*, 11, 338- 344.

- Florence, J.M., Hagberg, J.M. (1984) Effect of training on the exercise responses of neuromuscular disease patients. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 16 (5), 460-465.
- Francis, K.T., McClatchey, P.R., Sumsion, J.R., Hansen, D.E. (1989) The relationship between anaerobic threshold and heart rate linearity during cycle ergometry. *European Journal of Applied Physiology*, 59, 273-277.
- Frank, T.G., Abel, E.W. (1993) Drag forces in wheelchairs. In *Ergonomics of Manual Wheelchair Propulsion: State of the Art* (edited by L.H.V.v.d. Woude, P.J.M. Mejis y B.A.v.d. Grinten), pp. 255-267. IOS Press, Amsterdam.
- Gonzales, H.; Hull, M.L. (1989) Multivariate optimization of cycling biomechanics. *Journal of Biomechanics*. 22: 1151-1161.
- González, J.J., Villegas, J.A. (1999) Valoración del deportista. Aspectos biomédicos y funcionales. Pamplona: FEMEDE.
- Goosey, V.L., Campbell, I.G., Fowler, N.E. (2000) Effect of push frequency on the economy of wheelchair racers. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32 (1), 174-181.
- Goosey, V.L., Fowler, N.E., Campbell, I.G. (1997) A Kinematic analysis of wheelchair propulsion techniques in senior male, senior female, and junior male athletes. *Adapted Physical Activity Quarterly*, 14, 156-165.
- Goosey, V.L., Kirk, J.H. (2003) Effect of push frequency and strategy variations on economy and perceived exertion during wheelchair propulsion. *European Journal of Applied Physiology*, 90 (1-2), 154-158.
- Green, H.J., Hughson, R.L., Orr, G.W., Ranney, D.A. (1983) Anaerobic threshold, blood lactate, and muscle metabolism in progressive exercise. *Journal of Applied Physiology*, 54, 1032-1038.
- Groot, S.d., Veeger, H.E., Hollander, A.P., Woude, L.H.v.d. (2002) Wheelchair propulsion technique and mechanical efficiency after 3 wk of practice. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34 (5), 756-766.
- Guo, L.Y., Su F.C., An K.N. (2006) Effect of handrim diameter on manual wheelchair propulsion: Mechanical energy and power flow analysis. *Clinical Biomechanics* (Bristol, Avon), 21 (2), 107-115.
- Heck, H., Beckers, K., Lammerschmidt, W., Pruin, E., Hess, G., Hollmann, W. (1989) Identification, objectivity and validity of Conconi threshold by cycle stress tests. *Deutsche zeitschrift fur sportmedizin*, 40, 388-402.
- Hegedüs, J. (1996) Teoría y práctica de la resistencia. Buenos Aires: CD and Books.

- Higgs, C. (1986) Propulsion of racing wheelchairs. *Sport and Disabled Athletes*, 165-172.
- Hofmann, P., Pokan, R., Von Duvillard, S.P., Seibert, J.F., Zweiker, R., Schmid, P. (1997) Heart rate performance curve during incremental cycle ergometer in healthy young male subjects. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 29 (6), 762-768.
- Hollmann, W. y Hettinger, Th. (1990) *Sportsmedizin Arbeits und Trainingsgrundlagen*. Schattauer- Verlag Stuttgart, New York.
- Hughes, E.F., Turner, S.C., Brooks, G.A. (1982) Effects of glycogen depletion and pedalling speed on anaerobic threshold. *Journal of Applied Physiology*, 52, 1598-1607.
- INE (2002) Encuesta sobre Discapacidades, Deficiencias y Estado de Salud 1999. Resultados detallados. INE.
- INE (2004) Encuesta Nacional de Salud 2003. Avance de resultados.
- Ingen Schenau, G.J.v. (1988) Cycle power: a predictive model. *Endeavour*, 12 (1), 44-47
- Janssen, T.; Dallmeijer, A.; Woude, L.H.V.v.d., (2001) Physical capacity and race performance of handcyclers. *Journal of Rehabilitation and Development*. 38, (1), 33-40.
- Keul, J., Simon, G., Berg, A., Dickuth, H.H., Goertler, I. (1979) Bestimmung der individuellen anaeroben Schwelle zur Leistungsbewertung und Trainingsgestaltung. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 30, 212-218.
- Kuipers, H., Keizer, H.A., De Vries, T., Van Reithoven, P., Wigts, M. (1988) Comparison of heart rate as a non-invasive determinant of anaerobic threshold with the lactate thresholds when cycling. *European Journal of Applied Physiology*, 58, 303-306.
- Lenzi, G. (1984) The marathon race: modern training methodology. 10 th International Track and Field Coaches Association Congress. Buenos Aires.
- Martos, J. (2003) Medida y valoración de parámetros biomecánicos en un sistema ergométrico para aplicaciones en discapacitados usuarios de silla de ruedas. Tesis Doctoral. Valencia: Universidad de Valencia
- McLaurin, C.A., Brubaker, C.E. (1991) Biomechanics and the wheelchair. *Prosthetics and Orthotics International*, 15 (1), 24-37.

- McLellan, T.M., (1985) Ventilatory and plasma lactate response with different exercise protocols: a comparison of methods. *International Journal of Sports Medicine*, 6, 30-35.
- Morrow, D.A., Guo, L.Y., Zhao, K.D., Su, F.C., An, K.N. (2003) A 2D model of wheelchair propulsion. *Disability and Rehabilitation*, 25 (4-5), 192-196.
- Moss, A.D., Fowler, N.E., Goosey, V.L. (2005) The intra-push velocity profile of the over-ground racing wheelchair sprint start. *Journal of Biomechanics*, 38 (1), 15-22.
- Niesing, R., Eijskoot, F., Kranse, R., Ouden, A.H.d., Storm, J., Veeger, H.E., Woude, L.H.V.v.d., Snijders, C.J. (1990) Computer-controlled wheelchair ergometer. *Medical and Biological Engineering and Computing*, 28 (4), 329-338.
- Okawa, H., Tajima, F., Makino, K., Kawazu, T., Mizushima, T., Monji, K., Ogata, H. (1999) Kinetic factors determining wheelchair propulsion in marathón racers with tetraplejía. *Spinal Cord*, 37 (8), 542-547.
- OMS (1980) Clasificación Internacional de Deficiencias, Discapacidades y Minusvalías. Ginebra: OMS.
- OMS (2001) Clasificación Internacional del Funcionamiento, las Discapacidades y la Salud. Ginebra: OMS.
- Patterson, R.P.; Moreno, M.I. (1990) Bicycle pedalling forces as a function of pedalling rate and power output. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 22: 512-516.
- Pérez, J. (2003) La investigación en ciencias del deporte aplicadas al deporte adaptado. En: Libro de actas. Conferencia Internacional sobre Deporte Adaptado. (Editado por Fundación Andalucía Olímpica), pp: 229-243. Málaga: Instituto Andaluz del Deporte.
- Potter, J.C. (1994) Actividad física adaptada en la Unión Europea. *Apuntes*, 38.
- Poveda, R. (2001) Guía de selección y uso de silla de ruedas. IMSERSO
- Pyfer, J.L. (1986) Early research concerns in adapted physical education 1930-1960. *Adapted Physical Activity Quarterly*, 3 (2), 95-103.
- Rasche, W., Thomas, W.J.J., Van Oers, C.A.J.M., Hollander A.P., Woude, L.H.V.v.d. (1993) Responses of subjects with spinal cord injuries to maximal wheelchair exercise: comparison of discontinuous and continuous protocols. *European Journal Applied Physiology*. 66: 328- 331

- Reinhard, U., Mueller, P.H., Schumuelling, R.M. (1979) Determination of anaerobic threshold by the ventilation equivalent in normal individuals. *Respiration*, 38, 36-42.
- Ribeiro, J.P., Fielding, R.A., Hughes, V., Black, A. (1985) Heart rate break point may coincide with the anaerobic threshold and not the aerobic threshold. *International Journal of Sports Medicine*, 6, 220-224.
- Ridgway, M., Pope, C., Wilkerson, J. (1988) A kinematic analysis of 800 meter wheelchair-racing techniques. *Adapted Physical Activity Quarterly*, 5, 96-107.
- Schoberer Rad Messtechnik (2003) SRM. Online Manual
- Simon, J., Young, J.L., Gutin, B., Blood, D.K., Case, R.B. (1983) Lactate accumulation relative to the anaerobic and respiratory compensation thresholds. *Journal of Applied Physiology*, 54, 13-17.
- Skinner, J.S., McLellan, T.H. (1980) The Transition from aerobic to anaerobic metabolism. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 51, 234-248.
- Stegman, H., Kindermann, W., Schnabel, A. (1981) Lactate kinetics and individual anaerobic threshold. *International Journal of Sports Medicine*, 2, 160-165.
- Tiberu, M., Bohle, E., Zimmermann, E., Heck, H., Holmann, W. (1989) Comparative examination between Conconi and lactate threshold on the treadmill in middle distance runners. *Deutsche zeitschrift fur sportmedizin*, 40, 410-412.
- Tokmakidis, S.P., and Leger, L.A. (1992) Comparison of mathematically determined blood lactate and heart rate "threshold" points and relationship with performance. *European Journal of Applied Physiology*, 64, 309-317.
- Traut, L., Schmauder, M. (1993) Ergonomic design of the hand-machine interface for wheelchairs. In: *Ergonomics of Manual Wheel-Chair Propulsion: State of the Art* (edited by L.H.v.d.
- Vachon, J.A., Bassett, D.R., Clarke, S. (1999) Validity of the heart rate deflection point as a predictor of lactate threshold during running. *Journal of Applied Physiology*, 87, 452-459.
- "Biomecánica de la actividad física y el deporte: objetivos, principios y aparatos de medición". (s.f). Recuperado de: <http://www.efdeportes.com/efd188/biomecanica-de-la-actividad-fisica.htm>.
- <http://www.deportedigital.galeon.com/salud/adaptado.htm>.

- <http://servicios.abc.gov.ar/lainstitucion/sistemaeducativo/educacionfisica/documentos/documentosdescarga/manifiestos/mani15.pdf>.
- <https://www.paralympic.org/the-ipc/international-organization-for-the-disabled>.
- http://www.ffis.es/volviendoalobasico/22metodos_para_medir_gasto_cardiaco.html.
- “La prueba de esfuerzo o Ergometría”. (s.f). Recuperado de: http://www.fbbva.es/TLFU/microsites/salud_cardio/mult/fbbva_libroCorazon_cap5.pdf.
- “Concepto y valoración del umbral anaeróbico”. (s.f). Recuperado de: <http://www.medicina-deportiva.net/potencia2.html>.
- “Alimentación y nutrición: manual teórico-práctico”. (2005). Clotilde Vázquez Martínez, Ana Isabel De Cos Blanco, Consuelo López Nomdedeu.
- “Control médico del deportista”. (2005). Recuperado de: <http://lanzarotesaludydeporte.blogspot.com.ar/>.
- “Experiments on the Metabolism of Matter and Energy in the Human Body”. (1900). Recuperado de: <http://www.sportsci.org/news/history/benedict/benedict.html>.
- Holmgren, A., and Mattsson, K. H. (1954). A new ergometer with constant work load at varying pedalling rate. Scand. J. clin. Lab. Invest., 6, 137.
- “Exercise Physiology: Basis of Human Movement in Health and Disease”. (1953). Stanley P. Brown, Wayne C. Miller, Jane M. Eason. Recuperado de: https://books.google.com.ar/books?id=T-s3OAZdlhsC&pg=PA104&lpg=PA104&dq=monark+1953+ergometer&source=bl&ots=ZBqLs29pN8&sig=8RsSQAF5tpXmzLwZPyOqu6n_Nk8&hl=es&sa=X&ved=0ahUKEwisqeWXu7vTAhVMIJAKHe-BiC2kQ6AEITjAJ#v=onepage&q=Yu&f=false.
- “Sport Science in Germany: An Interdisciplinary Anthology”. (1880). Herbert Haag, Ommo Grupe, August Kirsch. Recuperado de: <https://books.google.com.ar/books?id=TZjzCAAQBAJ&pg=PA108&lpg=PA108&dq=Gaertner,+Fick,+Johannson+ergometer&source=bl&ots=7pRiA8Jnc9&sig=VftulIPZ-74ieUZodvn-louS2DiLU&hl=es&sa=X&ved=0ahUKEwjc9suL-vrvTAhWLI5AKHdHYDq4Q6AEIJDAA#v=onepage&q=Gaertner%20Fick%20Johannson%20ergometer&f=false>.

- “Federaciones Internacionales de deportes para discapacitados”. (s.f). Recuperado de: http://faclm.com/jueces/paralimpico/Categorias_Atl-etismo_IPC.pdf.
- “Sillas de Ruedas”. (s.f). <https://es.slideshare.net/normaobaid/sillas-de-rue-das-28671370>.
- “Anthropometric Assessment. In”. (2009). Lefton, J., Malone A.
- “Peso de distintas partes del cuerpo”. (s.f). Recuperado de: <http://www.saludalgomas.com/tablasnutricionales/peso-de-distintas-partes-del-cuerpo/>.
- “Aceros inoxidables 316 y 316L”. (s.f). Recuperado de: http://www.nks.com/es/distribuidor_de_acero_inoxidable/aceros_inoxida-bles_316.html.
- “El Rozamiento por Deslizamiento”. (1600). Recuperado de: <http://www.sc.ehu.es/sbweb/fisica/dinamica/rozamiento/general/roza-miento.htm>.
- “El deporte adaptado”. (s.f). Recuperado de: <http://www.deportedigital.galeon.com/salud/adaptado.htm>.
- Juegos Paralímpicos: competición internacional fundada por Ludwig Guttman, para atletas con ciertos tipos de discapacidades físicas, mentales y/o sensoriales, como amputaciones, ceguera, parálisis cerebral y deficiencias intelectuales. (1960).
- Los Juegos Paralímpicos de Río de Janeiro 2016. (2016). Wikipedia.
- “Manual de Accesibilidad Universal”. (2010). [PDF]. Recuperado de: https://www.mutual.cl/Portals/0/PDF/dividendo_social/manual_accesibili-dad_OK_sello_baja.pdf.
- “Metodología de la enseñanza teorica”. (1978). Recuperado de: https://books.google.com.ar/books?id=ZsAWc08_4aUC&pg=PA222&lpg=PA222&dq=desplazamiento+de+la+rueda+en+el+rodillo&source=bl&ots=3mJKR2U1Eq&sig=0kVMw87fvqpcX_G2RvgrSv3drUY&hl=es&sa=X&ved=0ahUKEwjZpprMmYLUAhXDfZAKHavBDLIQ6AEIUTA M#v=onepage&q&f=false.

Ley Nacional 24.314. Accesibilidad de personas con movilidad reducida.

CAPITULO IV - Accesibilidad al medio físico

ARTICULO 20.- Establécese la prioridad de la supresión de barreras físicas en los ámbitos urbanos, arquitectónicos y del transporte que se realicen o en los existentes que remodelen o sustituyan en forma total o parcial sus elementos constitutivos, con el fin de lograr la accesibilidad para las personas con movilidad reducida, y mediante la aplicación de las normas contenidas en el presente capítulo.

A los fines de la presente ley, entiéndese por accesibilidad la posibilidad de las personas con movilidad reducida de gozar de las adecuadas condiciones de seguridad y autonomía como elemento primordial para el desarrollo de las actividades de la vida diaria, sin restricciones derivadas del ámbito físico urbano, arquitectónico o del transporte, para su integración y equiparación de oportunidades.

Entiéndase por barreras físicas urbanas las existentes en las vías y espacios libres públicos, a cuya supresión se tender por el cumplimiento de los siguientes criterios:

- a) Itinerarios peatonales: contemplarán una anchura mínima en todo su recorrido que permita el paso de dos personas, una de ellas en silla de ruedas. Los pisos serán antideslizantes, sin resaltos ni aberturas que permitan el tropiezo de personas con bastones o sillas de ruedas. Los desniveles de todo tipo tendrá n un diseño y grado de inclinación que permita la transitabilidad, utilización y seguridad de las personas con movilidad reducida;
- b) Escaleras y rampas: las escaleras deberán ser de escalones cuya dimensión vertical y horizontal facilite su utilización por personas con movilidad reducida, y estar n dotadas de pasamanos. Las rampas tendrán las características señaladas para los desniveles en el apartado a);
- c) Parques, jardines, plazas y espacios libres: Deberán observar en sus itinerarios peatonales las normas establecidas para los mismos en el apartado a). Los baños públicos deberán ser accesibles y utilizables por personas de movilidad reducida;

- d) Estacionamientos: tendrán zonas reservadas y señalizadas para vehículos que transporten personas con movilidad reducida, cercanas a los accesos peatonales;

- e) Señales verticales y elementos urbanos varios: las señales de tráfico, semáforos, postes de iluminación y cualquier otro elemento vertical de señalización o de mobiliario urbano se dispondrán de forma que no constituyan obstáculos para los no videntes y para las personas que se desplacen en silla de ruedas;

- f) Obras en la vía pública: Estarán señalizadas y protegidas por vallas estables y continuas y luces rojas permanentes, disponiendo los elementos de manera que los no videntes puedan detectar a tiempo la existencia del obstáculo. En las obras que reduzcan la sección transversal de la acera se deberá construir un itinerario peatonal alternativo con las características señaladas en el apartado a).

ARTICULO 21.- Entiéndase por barreras arquitectónicas las existentes en los edificios de uso público, sea su propiedad pública o privada, y en los edificios de vivienda; a cuya supresión se tenderá por la observancia de los criterios contenidos en el presente artículo.

Entiéndase por adaptabilidad, la posibilidad de modificar en el tiempo el medio físico, con el fin de hacerlo completa y fácilmente accesible a las personas con movilidad reducida.

Entiéndase por practicabilidad, la adaptación limitada a condiciones mínimas de los ámbitos físicos para ser utilizados por las personas con movilidad reducida.

Entiéndase por visitabilidad, la accesibilidad estrictamente limitada al ingreso y uso de los espacios comunes y un local sanitario, que permita la vida de relación de las personas con movilidad reducida:

- a) Edificios de uso público: deberán observar en general la accesibilidad y posibilidad de uso en todas sus partes por personas de movilidad reducida; y en particular la existencia de estacionamientos reservados y señalizados para vehículos que transporten a dichas personas, cercanos a los accesos peatonales; por lo menos un acceso al interior del edificio desprovisto de barreras arquitectónicas; espacios de circulación horizontal que permitan el desplazamiento y maniobra de dichas personas, al igual que comunicación vertical accesible y utilizable por las mis-

mas, mediante elementos constructivos o mecánico; y servicios sanitarios adaptados. Los edificios destinados a espectáculos deberán tener zonas reservadas, señalizadas y adaptadas al uso por personas con sillas de ruedas. Los edificios en que se garanticen plenamente las condiciones de accesibilidad ostentarán en su exterior un símbolo indicativo de tal hecho. Las áreas sin acceso de público o las correspondientes a edificios industriales y comerciales tendrán los grados de adaptabilidad necesarios para permitir el empleo de personas con movilidad reducida.

b) Edificios de viviendas: las viviendas colectivas con ascensor deberán contar con un itinerario practicable por las personas con movilidad reducida, que una la edificación con la vía pública y con las dependencias de uso común. Asimismo, deberán observar en su diseño y ejecución o en su remodelación, la adaptabilidad a las personas con movilidad reducida, en los términos y grados que establezca la reglamentación.

En materia de diseño y ejecución o remodelación de viviendas individuales, los códigos de edificación han de observar las disposiciones de la presente ley y su reglamentación.

En las viviendas colectivas existentes a la fecha de sanción de la presente ley, deberán desarrollarse condiciones de adaptabilidad y practicabilidad en los grados y plazos que establezca la reglamentación.

A.1.4.2.2. Rampas

Se puede utilizar una rampa en reemplazo o complemento de escaleras y escalones para salvar cualquier tipo de desnivel. Tendrán fácil acceso desde un vestíbulo general o público. La superficie de rodadura deberá ser plana y no podrá presentar en su trayectoria cambios de dirección en pendiente.

A.1.4.2.2.1. Pendientes de rampas interiores

Relación h/l	Porcentaje	Altura a salvar (m)	Observaciones
1:5	20,00 %	< 0,075	sin descanso
1:8	12,50 %	≥ 0,075 < 0,200	sin descanso
1:10	10,00 %	≥ 0,200 < 0,300	sin descanso
1:12	8,33 %	≥ 0,300 < 0,500	sin descanso
1:12,5	8,00 %	≥ 0,500 < 0,750	con descanso
1:16	6,25 %	≥ 0,750 < 1,000	con descanso
1:16,6	6,00 %	≥ 1,000 < 1,400	con descanso
1:20	5,00 %	≥ 1,400	con descanso

A.1.4.2.2. Pendientes de rampas exteriores

Relación h/l	Porcentaje	Altura a salvar (m)	Observaciones
1:8	12,50 %	< 0,075	sin descanso
1:10	10,00 %	≥ 0,075 < 0,200	sin descanso
1:12	8,33 %	≥ 0,200 < 0,300	sin descanso
1:12,5	8,00 %	≥ 0,300 < 0,500	sin descanso
1:16	6,25 %	≥ 0,500 < 0,750	con descanso
1:16,6	6,00 %	≥ 0,750 < 1,000	con descanso
1:20	5,00 %	≥ 1,000 < 1,400	con descanso
1:25	4,00 %	≥ 1,400	con descanso

A.1.4.2.2.3. Prescripciones en rampas

El ancho libre de una rampa se medirá entre zócalos y tendrá un ancho mínimo de 1,10 m y máximo de 1,30 m; para anchos mayores se deberán colocar pasamanos intermedios, separados entre sí a una distancia mínima de 1,10 m y máxima de 1,30 m, en caso que se presente doble circulación simultánea.

No se admitirán tramos con pendiente cuya proyección horizontal supere los 6,00 m, sin la interposición de descansos de superficie plana y horizontal de 1,50 m de longitud mínima, por el ancho de la rampa. (Anexo 14).

- Cuando la rampa cambia de dirección girando un ángulo que varía entre 90° y 180° este cambio se debe realizar sobre una superficie plana y horizontal, cuyas dimensiones permitan el giro de una silla de ruedas:
- cuando el giro es a 90° , el descanso permitirá inscribir un círculo de 1,50 m de diámetro.
(Anexo 15);
- cuando el giro se realiza a 180° el descanso tendrá un ancho mínimo de 1,50 m por el ancho de la rampa, mas la separación entre ambas ramas. (Anexo 16).

Llevarán zócalos de 0,10 m de altura mínima a ambos lados, en los planos inclinados y descansos.

La pendiente transversal de las rampas exteriores, en los planos inclinados y en descansos, será inferior al 2 % y superior al 1 %, para evitar la acumulación de agua.

Al comenzar y finalizar cada tramo de rampa se colocará un solado de prevención de textura en relieve y color contrastante con respecto a los solados de la rampa y del local, con un largo de 0,60 m por el ancho de la rampa.

Al comenzar y finalizar una rampa, incluidas las prolongaciones horizontales de sus pasamanos, debe existir una superficie de aproximación que permita inscribir un círculo de 1,50 m de diámetro como mínimo que no será invadida por elementos fijos, móviles o desplazables, o por el barrido de puertas. (Anexos 14 y 15).

A.1.4.2.2.4. Pasamanos en rampas

Los pasamanos colocados a ambos lados de la rampa serán dobles y continuos. La forma de fijación no podrá interrumpir el deslizamiento de la mano y su anclaje será firme. La altura de colocación del pasamano superior será de 0,90 m \pm 0,05 m y la del inferior será de 0,75 m \pm 0,05 m, medidos a partir del solado de la rampa hasta el plano superior del pasamano. La distancia vertical entre ambos pasamanos será de 0,15 m.

La sección transversal circular tendrá un diámetro mínimo de 0,04 m y máximo de 0,05 m. Las secciones de diseño anatómico observarán las mismas medidas. Estarán separados de todo obstáculo o filo de paramento como mínimo 0,04 m y se fijarán por la parte inferior. (Anexo 12).

Los pasamanos se extenderán con prolongaciones horizontales de longitud igual o mayor de 0,30 m, a las alturas de colocación indicadas anteriormente, al comenzar y finalizar la rampa. No se exigirá continuar los pasamanos, salvo las prolongaciones anteriormente indicadas en los descansos y en el tramo central de las rampas con giro. Al finalizar los tramos horizontales los pasamanos se curvarán sobre la pared, se prolongarán hasta el piso o se unirán los tramos horizontales del pasamano superior con el pasamano inferior. Las prolongaciones horizontales de los pasamanos no invadirán las circulaciones.

Aluminio 6061 Datasheet

Aluminio 6061-T6 (AISI/ASTM)

*Aleación Dúctil y Ligera, con gran resistencia y excelentes características de acabado, el aluminio **6061-T6** es ideal para la elaboración de piezas maquinadas con calidad de excelencia y para trabajos que requieran buen acabado superficial.*

Posee excelente resistencia a la corrosión y acabado además de facilidad de soldadura y una resistencia parecida a la del acero. Esta es una aleación de propósito general muy popular con buena facilidad de maquinado a pesar de su tratamiento de envejecimiento artificial (T6).

Composición Química:

*Como en todos los productos que TECNIACEROS ofrece, el aluminio **6061-T6** tiene las especificaciones de fabricación necesarias para asegurar máxima eficiencia.*

- 0.40/0.80% de silicio
- 0.7% máximo de Hierro
- 0.15/0.40% de cobre
- 0.8/1.2% de magnesio
- 0.04/0.35% de cromo
- 0.25 máximo de zinc
- 0.015 máximo de titanio

Ventajas:

Adicionalmente a sus características naturales (excelente conductividad, ligereza, nula toxicidad y que no produce chispa), el aluminio **6061-T6** ofrece las siguientes ventajas

- Resistencia superior a la de las aleaciones 6063
- Elaborado mediante tratamiento térmicos
- Envejecido artificialmente
- Optima conformación con el frío
- Excelentes características para soldadura fuerte y al arco.

Beneficios:

Siempre que se necesite un producto verdaderamente confiable contiene pensar en aluminio **6061-T6**, que por su calidad garantiza los siguientes beneficios

Excelente resistencia a la corrosión

Diseño de ergómetro para atletas de alto rendimiento deportivo en silla de ruedas

Gran resistencia a la tensión
Excelente maquinabilidad

Tratamiento Térmico: T6: Tratado térmicamente por solución y Envejecido artificialmente.

Tratamiento Térmico:

T6: Tratado térmicamente por solución y Envejecido artificialmente.

PROPIEDADES MECÁNICAS (1)

Aleación	Tensión				Dureza	Corte	Fatiga	Modulo
	Resistencia (Ksi)		Elongación en 2 pulg.		Brinell	Ultimo de Corte	Limite a la fatiga (2)	Modulo de elasticidad Ksi x 10 ³ (3)
	Ultimo	Cadencia	1/16" Espesor	1/2" Diámetro	500kg Balo de 10mm	Resistencia Ksi	Ksi	
6061-T6	45	40	12	17	95	30	14	10

Notas:

(1) Las propiedades mecánicas típicas indicadas usualmente son mayores a las mostradas.

(2) Basado en 500,000,000 de ciclos en condiciones de esfuerzos completamente aleatorios usando la maquina de pruebas y muestra de R.R. Moore.

(3) Promedio de modulo de tensión y compresión. El Modulo de compresión es aproximadamente 2% mayor que el de tensión.

Anexos

Calculo peso de rodillo

Densidad del Acero Inoxidable = 8 gr/cm^3

$$Vol = \pi \cdot h \cdot (R^2 - r^2)$$

$$Vol = \pi \cdot h \cdot (3 \text{ cm}^2 - 1.59 \text{ cm}^2)$$

$$Vol = 3,14 \cdot 100 \text{ cm} \cdot (1.41 \text{ cm}^2)$$

$$Vol = 625 \text{ cm}^3$$

$$Vol = \frac{m}{\delta}$$

$$m = Vol \cdot \delta$$

$$m = 625 \text{ cm}^3 \cdot 8 \text{ gr/cm}^3$$

$$m = 5000 \text{ gr}$$

Calculo peso de volante de inercia

$$Vol = \pi . h . (R^2)$$

$$Vol = \pi . h . (9 \text{ cm}^2)$$

$$Vol = 3,14 . 5 \text{ cm} . (9 \text{ cm}^2)$$

$$Vol = 1217.7 \text{ cm}^3$$

$$Vol = \frac{m}{\delta}$$

$$m = Vol . \delta$$

$$m = 1217.7 \text{ cm}^3 . 8 \text{ gr/cm}^3$$

$$m = 5000 \text{ gr}$$

Muchas Gracias