

Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica

Volumen
Volume 23

Número
Number 1

Marzo
March 2002

Artículo:

Diseño y desarrollo del sistema de control de un dispositivo de ejercicio con rodillos para medir y registrar fuerzas durante la propulsión de una silla de ruedas

Derechos reservados, Copyright © 2002:
Sociedad Mexicana de Ingeniería Biomédica, AC

Otras secciones de
este sitio:

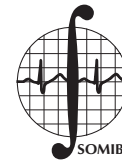
- ☞ Índice de este número
- ☞ Más revistas
- ☞ Búsqueda

*Others sections in
this web site:*

- ☞ *Contents of this number*
- ☞ *More journals*
- ☞ *Search*



Medigraphic.com



Diseño y desarrollo del sistema de control de un dispositivo de ejercicio con rodillos para medir y registrar fuerzas durante la propulsión de una silla de ruedas

Francisco Aguilera,**
Mauricio Meza,**
Tom Nantais*

* Lyndhurst Hospital, Toronto, Canadá.
** Universidad Iberoamericana, Depto. de Ingeniería Biomédica.

Autor responsable:
Mauricio Meza
Prol. Paseo de la Reforma 880, Lomas de Santa Fe, 01210 México, D.F.
E-mail: mmeza@hotmail.com

Artículo recibido: 2/febrero/2002
Artículo aceptado: 25/febrero/2002

RESUMEN

Se describen algunos sistemas de ejercicio y medición de fuerzas y torca para usuarios de silla de ruedas, mencionando ventajas y desventajas de cada uno de éstos. Se describe el anterior dispositivo de rodillos para medición y registro, así como el modelo matemático utilizado para la deducción de la torca a partir de la velocidad y aceleración angular en el sistema. Finalmente, se describe el sistema de control diseñado para el nuevo sistema de rodillos en el que cada rueda se apoya en un par de rodillos, dando independencia en la medición entre brazo izquierdo y brazo derecho.

Palabras clave:

Rodillos, Motores, Asistencia, Ejercicio, Rehabilitación, Silla de ruedas, Torca.

ABSTRACT

We describe some systems for wheelchair users to exercise while measuring strength and torque, as well as their advantages and disadvantages. We describe a roller system for measurement and matching, as well as the mathematical model used to calculate the torque from the velocity and the angular acceleration in the system. Finally, we describe the control system that was designed for the new system of rollers where each wheel is supported in a pair of rollers, what achieves independence in the measurement between the left and right arms.

Key words:

Rollers, Motors, Assistance, Exercise, Rehabilitation, Wheelchair, Torque.

INTRODUCCIÓN

La medición de las fuerzas involucradas en la propulsión de una silla de ruedas contribuye al mejoramiento de programas de rehabilitación en el uso de sillas de ruedas. En la actualidad, la evaluación clínica de la propulsión de la silla de ruedas se basa en la observación del movimiento

del usuario y de la silla. No hay información cuantitativa disponible para el terapeuta que apoye su observación del desempeño del paciente. En ambiente de laboratorio, las mediciones cinemáticas han demostrado ser importantes al describir la propulsión de una silla de ruedas⁷. Una evaluación cinemática del movimiento de rotación puede proveer una descripción de la for-

ma en que el paciente está propulsando la silla que potencialmente es más objetiva que la simple observación del terapeuta⁷.

Por otro lado se ha reconocido el papel del ejercicio para mejorar el potencial de rehabilitación, salud y condición física de individuos dependientes de silla de ruedas⁸. Lesiones de médula espinal y otras formas de discapacidad regularmente provocan un decremento de actividad física lo que trae como consecuencia músculos atrofiados, aumento en la adiposidad y un decremento de la capacidad cardiorrespiratoria, siendo las enfermedades cardiovasculares la mayor causa de muerte en personas con lesiones de médula espinal. Mejorando el ejercicio pueden mejorarse muchos parámetros metabólicos en personas discapacitadas⁹.

En la actualidad, muchos de los dispositivos utilizados para medir estas variables son de una gran complejidad, lo que imposibilita su uso dentro de los programas de rehabilitación⁶, o por su diseño, la medición no puede hacerse en las condiciones en que el paciente utiliza su silla. En este artículo, se presenta un dispositivo de ejercicio en el cual el paciente puede usar su propia silla durante las sesiones de ejercicio siendo posible medir las variables involucradas en la propulsión de la silla. Debido a que el control fue diseñado para un dispositivo de ejercicio con rodillos previamente existente, se explicará el funcionamiento de dicho dispositivo antes de describir el diseño del nuevo sistema de control.

PROBLEMA

Durante las primeras etapas de rehabilitación, muchos individuos que requerirán una silla de ruedas para su movilidad no tienen la fuerza para propulsar una silla manual en recorridos funcionales. Los pacientes por lo general pasan semanas realizando ejercicio de brazos antes de tener la fuerza y resistencia necesarias para llevar a cabo la propulsión de la silla de ruedas. Es difícil notar el progreso de un día al siguiente, y la carencia de un indicador objetivo de progreso puede traer como consecuencia la pérdida de interés por parte del paciente⁵. Debido a esto, las sesiones de ejercicio en la silla son cansadas, de poca duración y frustrantes para el paciente, a pesar de que estas sesiones son de gran importancia ya que aquí se entrenan los músculos requeridos para su movilidad en silla de ruedas.

DISPOSITIVOS PREVIOS

Con el fin de estimar el trabajo realizado, la torca y la potencia durante la propulsión de una silla de ruedas se han diseñado y usado diferentes dispositivos. Básicamente, los dispositivos para medición de variables dinámicas en una silla de ruedas pueden ser divididos en dos: los ergómetros^{1,2,8,9,11-16}, y el dispositivo donde se utilizan galgas extensiométricas para la medición de fuerza y torca aplicadas al arillo de propulsión de la silla de ruedas; este es la llamada SmartWheel^{MR3,4,10}.

Ergómetros

En este rubro se tienen los ergómetros de manivela¹ y los de entrenamiento aeróbico de condición física (Wheelchair Aerobic Fitness Trainer - WAFT)^{2,9}. En los ergómetros de manivela encontramos varios dispositivos, de diversas marcas comerciales con probada eficiencia mecánica, y bajo costo. Estos dispositivos que no entregan información sobre la propulsión real a la silla de ruedas, sólo simulan la torca que el paciente aplicaría ya que el movimiento que se realiza no es el mismo que durante la propulsión de la silla. Los WAFT, son dispositivos que someten la silla de ruedas, montada en un sistema de tres rodillos por cada rueda, a una resistencia dada por un freno magnético. Su principal desventaja es que estos equipos aún no han sido estandarizados, además de ser muy difíciles de calibrar tienen un costo muy elevado¹⁴.

Smart Wheel^{MR}

La SmartWheel^{MR3,4,10} es un sistema de análisis utilizado para investigar la biomecánica de un individuo propulsando una silla de ruedas. El sistema fue desarrollado para detectar fuerza y torcas aplicadas al arillo de propulsión de la rueda. Además registra, almacena y procesa los datos obtenidos, y despliega la información cinética para analizarla.

La rueda consiste de una rueda modificada con tres barras colocadas del centro al arillo de propulsión, cada barra está instrumentada con dos juegos de galgas extensiométricas sensibles a movimientos perpendiculares a los soportes que las sostienen. La fuerza que actúa en el arillo de propulsión y el momento que ésta genera sobre el centro es correlacionada con las señales de las seis galgas extensiométricas, mediante un modelo matemático.

La desventaja a la que se enfrenta un terapeuta con el uso de esta solución para medición, además del elevado costo, es que no puede utilizarse cualquier silla de ruedas. El usuario debe trasladarse de su silla de ruedas a la silla en la cual esté montada la SmartWheel^{MR}, de manera que la medición en realidad no se hace en el medio en el que el paciente realmente se desenvolverá.

DESARROLLO TEMPRANO DEL SISTEMA

Con el objeto de hacer más fácil la labor de entrenamiento para el uso de una silla de ruedas, así como permitir el uso de la silla de ruedas propia del paciente, se desarrolló un dispositivo de ejercicio con rodillos para silla de ruedas de propulsión manual con motor de asistencia⁵. El primer prototipo tenía sólo dos rodillos, es decir ambas ruedas estaban sobre un mismo par de rodillos. El nuevo prototipo tiene dos pares de rodillos, de manera que cada rueda acciona sobre un par independiente de rodillos.

Para controlar la resistencia de los rodillos se aplica un voltaje inducido al motor, que generará una torca que podrá ser opuesta a la generada por el paciente, o del mismo sentido, de manera que sea más fácil vencer la resistencia propia de la fricción de la silla de ruedas con los rodillos.

Además de demostrar ser un dispositivo eficiente para ejercicio⁹, este sistema también podía ser utilizado como instrumento de diagnóstico, al tener acoplado al eje del motor, un codificador que proporciona información sobre la velocidad a la cual se está operando, y de tal manera permite un registro del avance del paciente (Figura 1).



Figura 1. Sistema de rodillos.

Alternativa de medición de la torca: modelo matemático

En el Lyndhurst Centre de Toronto se desarrolló un sistema mediante el cual se puede hacer la medición de manera indirecta, y a través de relaciones físicas hacer el cálculo del trabajo y la potencia aplicados. Estos trabajos se basaron en el sistema de rodillos inicial (un solo par de rodillos)⁵, y en un modelo matemático obtenido de forma experimental⁶.

A través de la relación entre la torca, la inercia y la aceleración, y haciendo pruebas de fricción e inercia se desarrolló un modelo matemático en el cual están relacionadas la torca, la velocidad de operación del motor de asistencia-resistencia, el peso del sistema silla-paciente, el voltaje aplicado al motor y la aceleración angular de la rueda.

Con este modelo se hace una predicción de la torca a partir de las variables medidas directamente (voltaje aplicado a los motores y velocidad y aceleración angular del eje del motor). Las ventajas de este sistema son el uso de la silla de ruedas propia del paciente, la eliminación de costosos y delicados sensores, la posibilidad de registro en términos cuantificables y el despliegue gráfico en pantalla de los datos obtenidos mediante las pruebas. Las desventajas son el limitado rango de operación en el que este sistema es confiable, que va de 10 a 100 rpm en cuanto a la velocidad máxima que se puede medir. Este rango es suficiente para velocidades de pacientes promedio, pero no permite el llevar a cabo pruebas para deportistas en silla de ruedas. Otra desventaja es la imposibilidad de medir las fuerzas aplicadas en ambas ruedas independientemente. Pese a estas limitaciones el haber obtenido mediciones a partir de un modelo matemático arrojó en su temprano desarrollo resultados satisfactorios, por lo que se considera que un nuevo modelo para el sistema nuevo de rodillos dobles independientes arrojará resultados mejores que el sistema de un solo par de rodillos, ya que las fuerzas aplicadas por cada brazo se podrán analizar de manera independiente.

DESARROLLO DEL SISTEMA DE CONTROL

El sistema de control diseñado puede ser manejado por el terapeuta desde una computadora con puerto USB o desde un panel de control físico. Esto añade flexibilidad al sistema, ya que puede ser

usado únicamente como dispositivo de ejercicio, sin pretender hacer un registro o entregar un diagnóstico del paciente, o bien podrá ser un sistema completo que capture información y permita su almacenamiento y posterior análisis.

Como se ha mencionado anteriormente, el punto más novedoso de este sistema es el uso de dos sistemas de rodillos independientes, es decir que podrán medirse la torca y fuerza aplicadas en cada rueda de la silla del paciente. Esto es importante, pues como señalan Buttelli et al¹⁷, y Cooper y Cheda¹⁸, la torca aplicada varía entre brazo derecho y brazo izquierdo. No solamente la medición se puede hacer independiente en las dos ruedas, sino que el control del motor de cada sistema de rodillos se realiza también de manera independiente, de forma que la asistencia-resistencia que experimenta el paciente en la propulsión de cada rueda pueda ser diferente.

El sistema tiene como entradas el selector de control, ya sea por computadora o manual, la señal proveniente de la computadora en caso de así seleccionarlo y la señal proveniente de los codificadores. Cuenta con dos controles que regulan el voltaje entregado a los motores pudiendo ser negativo o positivo, para proporcionar asistencia o resistencia a la torca que aplica el paciente.

Como salidas, el sistema cuenta con dos volímetros que indican el voltaje que está siendo entregado a cada motor, cuatro indicadores luminosos que indican en qué sentido está girando el rodillo (dos para cada par de rodillos), es decir, si está como resistencia o asistencia, además de la conexión a la computadora mediante el puerto USB.

Las compuertas de seguridad usadas en el sistema de control son redundantes, de manera que a la menor falla (de la fuente de alimentación, del sistema de control desde la computadora, de alguno de los componentes del sistema) el sistema se apaga automáticamente, ya sea en su modalidad de dispositivo de ejercicio, o como sistema de diagnóstico. La operación se suspende para minimizar cualquier posibilidad de daño al paciente por un incorrecto funcionamiento del sistema.

Las distintas fases de seguridad del sistema son: un detector de falla de la fuente de poder, en que si alguna polaridad no está siendo detectada se interrumpe el sistema; detectores de nulidad en el control de voltaje para poder iniciar el sistema sin asistencia/resistencia en los rodillos, ya que podría ser que los valores usados anteriormente no se

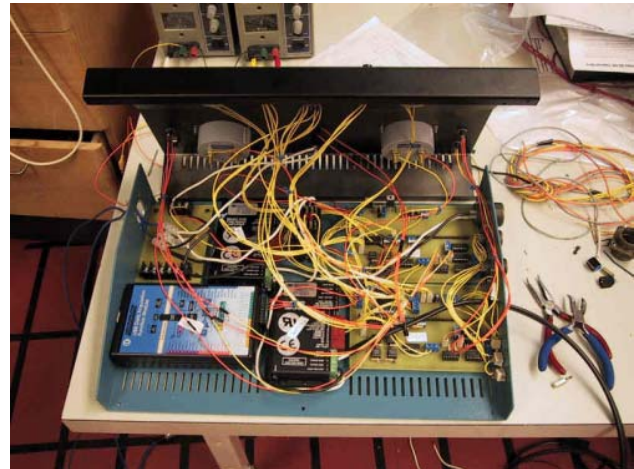


Figura 2. Consola de control (abierta).

adecuaran al nuevo usuario; detectores de rango en el control de voltaje para no rebasar límites establecidos, lo que implicaría someter al paciente a grandes esfuerzos; y un circuito de inicio que debe ser activado cada vez que se use el sistema para que éste pueda empezar a funcionar. Finalmente, el dispositivo cuenta con interruptores de emergencia para detener la sesión en cualquier momento en que ésta se encuentre, sea por parte del paciente o el terapeuta.

En el dispositivo se incluyeron también codificadores acoplados a cada uno de los sistemas de rodillos, de forma que se espera el registro de la velocidad, y a partir de éste, en una etapa posterior, se hará la deducción de diferentes parámetros a través de un nuevo modelo matemático a desarrollar (Figura 2).

RESULTADOS

Debido a restricciones de tiempo, sólo pudieron hacerse pruebas de funcionamiento básico. Dichas pruebas arrojaron datos sobre la efectividad de los circuitos de seguridad del sistema, así como la directa relación entre el voltaje aplicado y la torca generada por los motores, ya que el control de los motores se hace mediante servo amplificadores (Galil Miniature, Brush-Type ServoAmplifier) que entregan una corriente constante dependiente al voltaje suministrado al amplificador. El panel de control del sistema presenta una construcción robusta tanto en lo mecánico como en lo electrónico. Se añade una foto del aspecto final del sistema (Figura 3).



Figura 3. Consola de control (cerrada).

DISCUSIÓN

El sistema de control para el sistema de rodillos dobles independientes, pese a estar en fase de construcción aún, presenta características de seguridad en su diseño que le otorgan un alto grado de confiabilidad, tanto hacia el usuario como al terapeuta. Se buscó hacer un sistema lo más transparente posible, de manera que el terapeuta no tenga que preocuparse por el modo de operación del equipo, sino por los resultados obtenidos.

En el modelo matemático del anterior sistema se utilizaron como parámetros el peso del paciente, el voltaje suministrado al amplificador y la velocidad del eje del motor para obtener la torca generada. Para este modelo se sugiere que además de tomar en cuenta estas variables se tomen en cuenta otros parámetros que pueden ser medidos directamente, como el voltaje en las terminales del motor que se alimenta mediante corriente constante.

El tomar en cuenta un mayor número de parámetros para realizar el nuevo modelo matemático permitirá lograr un modelo más exacto, ya que realizando pruebas exhaustivas se podrá determinar qué variables influyen en mayor medida en el modelo y cuáles podemos dejar a un lado para que el sistema sea más práctico. Así, el sistema será menos complejo, todos los parámetros serán medidos al mismo tiempo, y no como en el sistema anterior que era necesario conocer el peso del paciente y el voltaje proporcionado al motor antes de llevar a cabo la medición.

AGRADECIMIENTOS

Los autores deseamos agradecer, de la Universidad Iberoamericana en la Ciudad de México, a la M en C Ana María Rule y al M en C Jorge Letechipía por su apoyo en la realización de este proyecto. A todo el personal del Lyndhurst Hospital, en Toronto, Canadá en especial al Ing. César Márquez Chin por la asesoría en el diseño y construcción del sistema.

BIBLIOGRAFÍA

1. Strauss MG, Maloney J, Phillips F, Matthew. Measurement of the dynamic forces during manual wheelchair propulsion, Division of rehabilitation, University of Illinois at Urbana-Champaign, 1990: 210-211.
2. Langbein WE, Robinson CJ, Kynast L, FEHR L. Calibration of a New wheelchair ergometer: the wheelchair aeróbic fitness trainer., IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1993; 1(1): 49-58.
3. Watanabe KT, Cooper RA, Steer III, James F, Smart W. A device for studying wheelchair propulsion dynamics. Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, 1991; 13(4): 1817-1818.
4. Van Sickle, David P, Cooper RA, Robertson RN, Smart W. Development of a digital force and moment sensing pushrim., 18th Annual RESNA Conference, 1995: 352-354.
5. Nantais T, Pepper J, Aimone E, Vaughan J, Pyley M, Tonack M. A manual wheelchair exercise device with powered assistance., 18th Annual RESNA Conference, 1995: 195-197.
6. Martínez CR. Modelo matemático del impulso de una silla de ruedas sobre rodillos, Universidad Iberoamericana, México 2001, Cap. III-V.
7. Bednarczyk JH, Sanderson JD. Limitations of kinematics in the assessment of wheelchair propulsion in adults and children with SCI. Physical Therapy Volume 75, Number 4, April 1995.
8. Theisen D, Francaux M, Fayt A, Sturbois X. A new procedure to determine external power output during handrim wheelchair propulsion in a roller ergometer. Int J Sports Med 1996; 17(8): 564-571.
9. Midha M, Schmitt JK, Sclater M. Exercise effect with the waff on conditioning and metabolic function in disabled persons. Arch Phys Med Rehabil 1999; 80: 258-260.
10. Asato KT, Cooper RA, Robertson RN, Ster JF. Smartwheels: development and testing of a system for measuring manual wheelchair propulsion dynamics. IEEE Transaction on Biomedical Engineering, 1993; 40(12): 1320-1324.
11. Samuelsson K, Larsson H, Tropp H. A wheelchair ergometer with a device for isokinetic torque measurement. Scand J Rehab Med 1989; 21: 205-208.
12. Glaser RM, Collins SR. Validity of power output estimation for wheelchair locomotion. American Journal of Physical Medicine, 60(4): 180-189.
13. Whiting RB, Dreisinger TE, Dalton RB, Londree BR. Improved physical fitness and work capacity in quadraplegics by wheelchair exercise. J Cardiac Rehab 1983; 3: 251-255.
14. Langbein WE, Fehr L. Research device to preproduction prototype: a chronology. Journal of Rehabilitation Research and Development 1993; 30(4): 436-442.
15. Motloch WM, Brearley MN. Technical note-a wheelchair ergometer for assessing patients in their own wheelchairs. Prosthetics and Orthotics International. 1983; 7: 50-51.

16. Langbein WE, Maki KC, Edwards LC, Hwang MH, Sibley P, Fehr L. Initial clinical evaluation of a wheelchair ergometer for diagnostic exercise testing. *Journal of Rehabilitation Research and Development* 1994; 31(4): 317-325.
17. Buttelli O, Vandewalle H, Peres G. The relationship between maximal power and maximal torque-velocity using an electronic ergometer. *Eur J Appl Physiol* 1996: 73.
18. Cooper RA. A force/energy model for wheelchair athletics, *IEEE Trans. Syst Man and Cybern* Vol. 20.