

PROTÓTIPO DE UM ERGÔMETRO PARA AVALIAÇÃO DO CONDICIONAMENTO FÍSICO DE CADEIRANTES

Sérgio Augusto Albino Vieira; Marcília Valéria Guimarães; Carlos Alberto Gallo; Cleudmar Amaral de Araújo

A atividade física é um dos mais eficientes meios de promoção de saúde, além de ser uma das formas de combater o sedentarismo, que é um importante fator de risco para diversas doenças crônico-degenerativas que crescentemente acometem a humanidade. A avaliação da condição física em cadeirantes começou no final da década de 60 e início da década de 70.

As respostas ventilatórias, metabólicas e fisiológicas ao esforço subsidiam uma melhor interpretação diagnóstica e prognóstica dos resultados de testes físicos. Há uma grande carência de métodos e processos de medição do condicionamento físico de pessoas portadoras de deficiências, o que motiva o desenvolvimento de projetos voltados para esta população. A maioria dos aparelhos desenvolvidos, inclusive nacionais, são apenas adaptações de aparelhos de exercício de pessoas não portadoras de deficiência. Estes procedimentos, por não reproduzirem de maneira fiel os gestos motores dos portadores de deficiência, tornam-se questionáveis quanto a sua total aplicação devido aos diferentes grupos musculares e ações executadas pelos deficientes.

Dentro deste contexto foi projetado e construído no Laboratório de Projetos Mecânicos Prof. Henner A. Gomide/FEMEC/UFU o protótipo de um ergômetro para cadeirantes, como pode ser visto na Fig. 1. A proposta deste protótipo era obter um equipamento dedicado à deficientes físicos portadores de cadeira de rodas, atletas ou não atletas, visando disponibilizar um equipamento capaz de avaliar o condicionamento físico de cadeirantes.

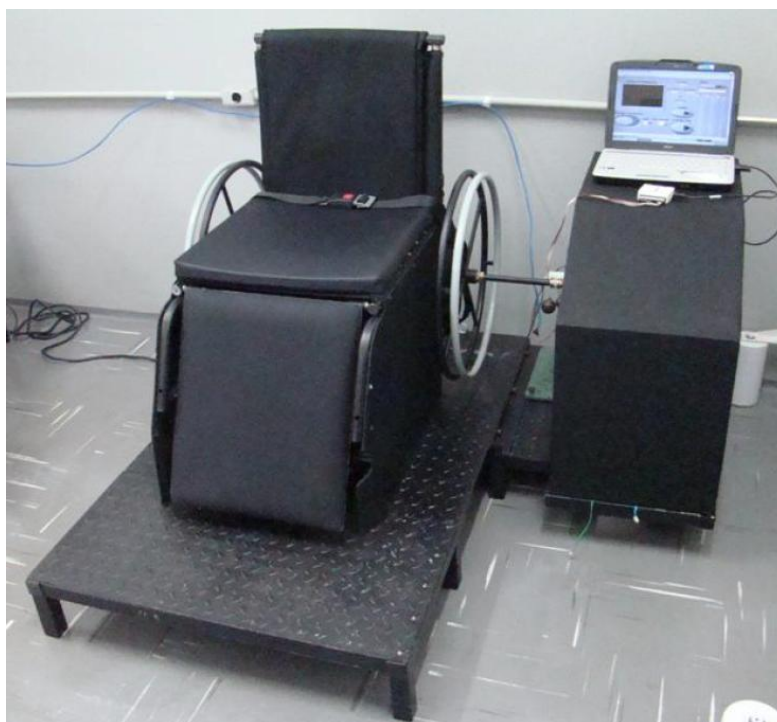


Figura 1: Protótipo do ergômetro ERG-CR09 desenvolvido anteriormente. Fonte: Novais (2009).

O protótipo inicial foi construído e testado em trabalhos anteriores e inclui em seus equipamentos um módulo de resistência eletromagnético, um torquímetro, placas de aquisição e controle dos sinais, um programa em ambiente LabVIEW e a própria estrutura.

O trabalho atual busca melhorar o protótipo desenvolvido anteriormente, visando reduzir suas dimensões, reduzir peso, adicionar ajustes necessários à ergonomia e melhorar a parte de aquisição e controle de sinais e da calibração do aparelho. Para isto, faz-se necessário projetar e construir um novo ergômetro.

Primeiramente, precisa-se entender a fisiologia envolvida nas atividades do cadeirante, seus impactos e o que tem sido feito para solucionar o quadro atual. Um dos conceitos necessários é o de capacidade física. Esta é descrita como a capacidade do sistema cardiovascular, músculos e sistema respiratório de prover um determinado nível de atividade física. Esta capacidade mostra-se reduzida em pessoas com lesão na medula espinhal devido à perda de controle motor e influência do sistema nervoso simpático abaixo do nível da lesão (HAISMA et al, 2006). Outros fatores que influenciam são a idade, gênero, ocupação e nível de atividade física (MURAKI et al., 2000). Um baixo nível de capacidade física está associado a um alto risco de complicações cardiovasculares (HJELTNES e JANSEN, 1990; YEKUTIEL, 1989) e pode contribuir para uma redução na qualidade de vida. Esta redução da capacidade física e, subsequentemente, da qualidade de vida, pode levar a condições secundárias como obesidade, problemas gastrointestinais, complicações respiratórias, dores nas juntas e outros (STEELE, 2004). Margonato (2008) diz que pessoas com lesão na medula também estão mais expostas à morte prematura por acidentes cardiovasculares.

Outro problema comum nesta população são as lesões nos ombros, síndrome do túnel do carpo e tendinite, que surgem através da repetitividade dos movimentos, altas forças e posturas incorretas (SHIMADA et al., 1998) presentes nas atividades cotidianas como propulsão em rampas e sobre obstáculos, transferência de assento e manuseamento de pesos (BJERKEFORS et al, 2006; MORROW et al., 2010). Ainda segundo Morrow et al. (2010) as dores nas extremidades superiores são reportadas com frequência por 32% a 78% população cadeirante.

O movimento executado para impulsionar a cadeira de rodas é descrito por Shimada et al. (1998) como movimento bilateral simultâneo repetitivo das extremidades superiores e Boninger et al. (2002) cita que os usuários recebem pouca ou nenhuma informação sobre como melhor impulsionar ou ajustar sua cadeira para minimizar lesões.

O ciclo de propulsão é descrito em duas fases, sendo elas impulso e recuperação (como pode ser observado na Fig. 2). A fase de impulso é definida como o período em que a mão entra em contato com o aro de propulsão e aplica uma determinada força no mesmo para manter ou aumentar a velocidade da cadeira de rodas, enquanto que a fase de recuperação é o período compreendido entre fases de impulso consecutivas quando os braços são retraídos para preparação do próximo impulso (KWARCIACK et al., 2009). Embora na fase de propulsão a mão dos usuários esteja no aro executando a propulsão, o movimento da mesma antes e após este contato tem sido relacionado com a eficiência mecânica do ato de impulsionar a cadeira de rodas (BONINGER et al., 2002; SHIMADA et al., 1998).

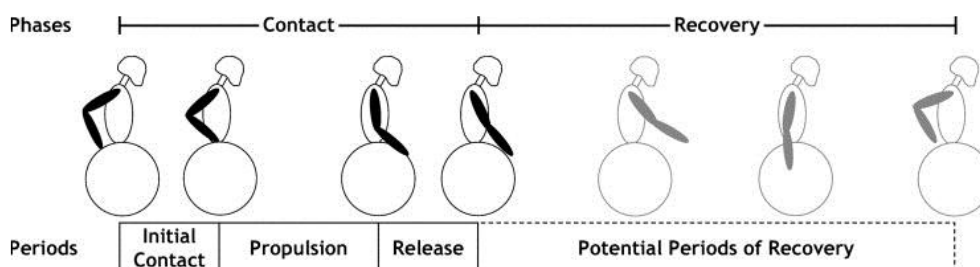


Figura 2: Nova definição do ciclo de propulsão com a divisão em fase de impulso (ou contato) e fase de recuperação, sendo que a fase de impulso apresenta três subdivisões: contato inicial, propulsão e liberação. Fonte: Kwarciack et al. (2009).

Alguns autores estudaram os padrões de movimentos mais comuns desenvolvidos ao impulsionar uma cadeira de rodas. Nestes estudos realizados foi possível identificar quatro padrões predominantes utilizados pelos usuários para propulsão de suas cadeiras de rodas (Fig. 3). São eles o semicircular (SC), o loop simples (SLOP), o loop duplo (DLOP) (SHIMADA et al., 1998) e em arco (ARC) (KWARCIACK et al., 2009; BONINGER et al., 2002).

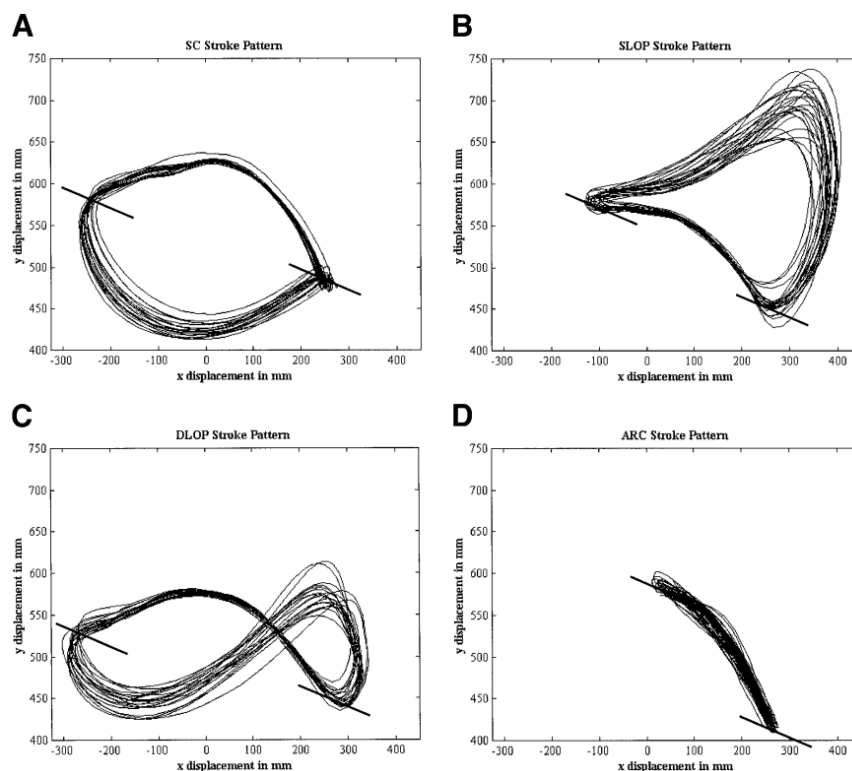


Figura 3: Padrões de propulsão encontrados na literatura. (A) semicircular ou SC (B) loop simples ou SLOP (C) loop duplo ou DLOP (D) arco ou ARC. As barras presentes nos padrões separam as fases de impulso e recuperação. Fonte: Boninger et al. (2002).

Foi constatado que a maneira mais utilizada pelos cadeirantes para impulsionar a cadeira de rodas foi o padrão SLOP, talvez por ser uma forma intuitiva, pois o indivíduo simplesmente levanta suas mãos acima do aro durante a recuperação. Apesar de ser o modo mais intuitivo e usado, o padrão SLOP não corresponde a melhor escolha para propulsão da cadeira de rodas. Segundo os estudos feitos, o padrão mais adequado para impulsionar a cadeira de rodas é o SC. Embora ao longo da análise SHIMADA et al. (1998) tenha identificado que os ângulos de flexão e extensão do padrão SC sejam significativamente maiores que nos outros padrões, os ângulos máximos e mínimos observados estão dentro dos limites seguros e, portanto, conclui-se que estas altas amplitudes de movimento identificadas nos usuários que utilizam o padrão SC não os predispõe à lesões. De acordo com as análises feitas, este padrão é mais biomecanicamente eficiente que os outros (SHIMADA et al., 1998) já que segue uma trajetória elíptica (BONINGER et al, 2002) e é mais vantajoso manter as mãos abaixo do aro na fase de recuperação, deixando que as mesmas acomodem-se naturalmente, do que acima do aro (KWARCIACK et al, 2009).

Outro fator que foi estudado e mostrou influência na propulsão da cadeira de rodas é a posição do assento com relação ao eixo. Segundo Boninger et al. (2000), a posição do usuário com relação aos aros de propulsão e, conseqüentemente, às rodas da cadeira é um fator prático significativo. A análise feita mostrou que é preferível ter uma distância vertical menor entre o ombro e o eixo dos aros ou então um assento mais baixo que tenha o mesmo efeito. Outra conclusão é que quanto mais para frente o eixo, melhor a biomecânica da propulsão, diminui a tendência de curva quando descendo uma superfície inclinada e diminui a vibração das rodas da frente.

Cooper et al. (1998), Tordi et al. (2001) e Margonato (2008) estudaram o benefício que um programa de exercícios pode trazer. Melhora da condição cardiovascular, aumento da resistência muscular, aumento do diâmetro das artérias coronárias e aumento do fluxo sanguíneo estão entre os benefícios. Destaca-se que mesmo após um curto período de treino já é possível notar uma melhora na capacidade física e que os benefícios em longo prazo para cadeirantes, do ponto de vista psicológico e fisiológico, são os mesmo obtidos por pessoas sem qualquer tipo de lesão medular.

No que se refere a protocolos de treinamento, encontra-se na literatura exercícios anaeróbios, como o teste de Wingate (BAR-OR, 1987; FRANCHINI, 2002; NOVAIS, 2009; SALGADO, 2009), e exercícios aeróbios, como os testes incrementais (KNECHTLE et al., 2003; MÜLLER et al., 2004). Segundo os autores, é necessário mais estudos e análises para obter melhores conclusões sobre os protocolos desenvolvidos.

Quanto aos aparelhos ergômetros para execução de exercícios pode-se observar uma ausência de equipamentos que atendam de maneira adequada as necessidades dos usuários de cadeira de rodas. Uma dos tipos mais comuns é o ergômetro de braço que pode ser utilizado nas fases iniciais de programas de reabilitação, para fortalecimento da musculatura e reabilitação cardíaca (NILSSON et al., 1975; DICARLO, 1998; ANDREWS et al., 1998). Outros tipos, como os desenvolvidos por Langbein et al. (1993), Devillard et al. (2001) e Keyser et al. (2001) adaptam cadeiras de rodas em sistemas de transmissão por corrente com pesos para gerar resistência ou as colocam sobre sistemas de rolos com freios. A principal vantagem destes ergômetros é atender à especificidade dos movimentos dos cadeirantes. Embora seja barato, não se encontra este tipo de equipamento disponível no mercado sendo necessário que o mesmo seja projetado e construído (MORRISON, 2004).

Por fim, é recomendado que os exames de ergometria façam uso de uma interface de controle por microcomputador central e que seus sistemas sejam eletrônicos ou eletromagnéticos, permitindo uma normatização nas técnicas e melhor controle dos comandos de variação de carga e monitoramento dos sinais de rotação, número de voltas e afins (GUIMARÃES et al., 2003). Haisma et al. (2006) cita a importância do monitoramento adequado dos exercícios e treinamentos para averiguar as mudanças na capacidade física, indicando se o treinamento ou programa de reabilitação em questão está sendo efetivo.

Conforme descrito anteriormente, o principal objetivo deste trabalho é melhorar o protótipo de um ergômetro para cadeirantes, introduzindo novas tecnologias no sistema. Na maioria dos equipamentos ergômetros o sistema de resistência é totalmente mecânico utilizando transmissão por correias. O novo protótipo será projetado utilizando um módulo de sustentação e aplicação de esforço adaptado a um módulo de geração de resistência eletromagnético, que fará parte integrante do módulo de sustentação, reduzindo assim o tamanho do equipamento e tornando-o mais prático para transporte. O mecanismo proposto para este novo tipo de ergômetro utiliza o princípio do freio de Foucault para gerar resistência. Devido ao princípio de Foucault são geradas correntes induzidas, que circulam perpendiculares ao campo magnético e em sentido contrário. A energia gerada é dissipada e esta dissipação produz uma força de frenagem que tende a diminuir a velocidade angular do disco (GARCÍA, 2005), como mostra a Fig. 4.

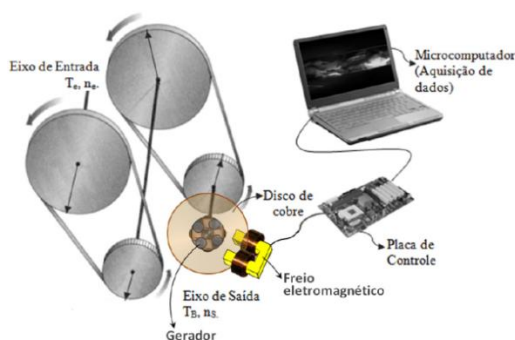


Figura 4: Sistema de resistência eletromagnético proposto. Fonte: Salgado (2009).

A Fig. 5 mostra esquematicamente o movimento de um disco sob influência de um campo magnético constante.

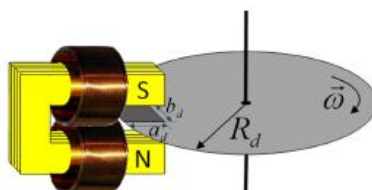


Figura 5: Posicionamento do eletroímã no disco. Fonte: Salgado (2009).

O fluxo magnético para uma superfície não planar é o produto escalar do campo magnético e do vetor de superfície, integrados ao longo das superfícies elementares, ou seja,

$$\Phi = \int_S \mathbf{B} \cdot d\mathbf{s} \quad (1)$$

A indução eletromagnética depende da variação do fluxo com o tempo e através dela pode-se estimar a força eletromotriz,

$$V_\varepsilon = -N \cdot \frac{d\Phi}{dt} \quad (2)$$

onde N é o número de espiras. As correntes induzidas (corrente de Foucault) são obtidas por:

$$i = \frac{V_\varepsilon}{R_C} \quad (3)$$

onde R_C é a resistência do circuito. A velocidade linear do disco pode ser expressa em termos da velocidade angular, ou seja,

$$\vec{v} = \vec{\omega} \times \vec{r}_d \quad (4)$$

A força magnética proveniente da velocidade linear do disco e das cargas elétricas (q) existentes na região retangular (ver Fig. 5) é dada por:

$$\vec{F}_m = q \cdot (\vec{v} \times \vec{B}) \quad (5)$$

Estas cargas elétricas são impulsionadas para fora do disco pela ação da força $\vec{F}_m$. A separação das cargas produz um campo elétrico ($\vec{E}$) que aponta para o centro do disco. Este sistema é equivalente a uma bateria. Através da lei de Ohm pode-se estimar a resistência da região retangular, ou seja,

$$r_i = \frac{a_d}{\rho \cdot h_i \cdot b_d} \quad (6)$$

onde h_i é a espessura do disco e ρ é a condutividade do metal. O circuito pode então ser expresso por:

$$V_\varepsilon = i \cdot (r_i + R_m) \quad (7)$$

A partir das equações (6) e (7) e da força eletromotriz, $V_\varepsilon = v \cdot B \cdot a_d$, obtém-se a corrente do circuito:

$$i = \frac{\rho \cdot h_i \cdot b_d \cdot B \cdot v}{\left(1 + \frac{R_m}{r_i}\right)} \quad (8)$$

A força magnética exercida pelo campo magnético sobre a porção de corrente retilínea é:

$$F_{mi} = (\vec{l} \times \vec{B}) \cdot a_d \quad (9)$$

Das Eq. 8 e 9, tem-se que:

$$F_{mi} = \frac{\rho \cdot h_i \cdot a_d \cdot b_d \cdot v \cdot B^2}{\left(1 + \frac{R_m}{r_i}\right)} \quad (10)$$

A força de frenagem pode então ser expressa, a partir da combinação das Eq. 4 e 10, por:

$$F_m = \frac{\rho \cdot h_i \cdot a_d \cdot b_d \cdot r_d \cdot B^2 \cdot \omega}{\left(1 + \frac{R_m}{r_i}\right)} \quad (11)$$

O módulo do torque magnético exercido pela força magnética equacionada em (11) pode ser estimado por:

$$\overrightarrow{T_{m1}} = \overrightarrow{F_m} \times \overrightarrow{r_d} \rightarrow T_{m1} = G \cdot B^2 \cdot \omega \quad (12)$$

onde:

$$G = \frac{\rho \cdot h_i \cdot a_d \cdot b_d \cdot r_d^2}{\left(1 + \frac{R_m}{r_i}\right)} \quad (13)$$

A segunda lei de Newton (HIBBELER, 2000) para a rotação relaciona torque e aceleração angular. Para a região do disco submetida à força magnética, tem-se:

$$I_D \cdot \frac{d\omega}{dt} = -G \cdot B^2 \cdot \omega \quad (14)$$

E, portanto, integrando a Eq. 14, obtém-se a velocidade angular para diferentes instantes do tempo,

$$\omega = \omega_0 \cdot e^{-\left(\frac{G \cdot B^2}{I_D} \cdot t\right)} \quad (15)$$

onde ω_0 é a velocidade angular inicial e I_D é o momento de inércia do disco.

O sistema é alimentado por um gerador com 4 conjuntos de ímãs permanentes de raio 17mm. O torque resistivo modelado para este conjunto é dado por,

$$T_{m2} = 16 \cdot B_0 \cdot N \cdot S \cdot r_d \cdot \omega \cdot \cos(4 \cdot \omega \cdot t) \quad (16)$$

A partir das Eq. 12 e 16, e considerando que o disco é posicionado no eixo de saída do ergômetro, tem-se que o torque final será,

$$T_B = [G \cdot B^2 + A \cdot \cos(4 \cdot \omega \cdot t)] \cdot \omega \quad (17)$$

A força de propulsão imposta aos aros necessária para vencer a resistência imposta é dada por:

$$F_p = \frac{i_r}{R_a} \cdot [G \cdot B^2 + A \cdot \cos(4 \cdot \omega \cdot t)] \cdot \omega \quad (18)$$

onde i_r é a relação de transmissão do sistema de correias e R_a é o raio dos aros propulsão do ergômetro. Os próximos passos do desenvolvimento agora são determinar os parâmetros do freio, utilizando o equacionamento aqui descrito, e a construção do sistema de resistência para teste.

Como visto anteriormente, a ergonomia do ergômetro é de grande importância, influenciando na eficiência da propulsão. O protótipo anterior não apresentava qualquer tipo de ajuste quanto à posição do cadeirante, a não ser um apoio para as pernas que tinha sua angulação regulável. O novo protótipo inclui ajustes de posição do assento, para que o cadeirante se posicione da melhor maneira com relação ao eixo dos aros de propulsão e, conseqüentemente,

aos próprios aros, e ajuste de posição do encosto com relação ao assento. Os apoios para as pernas também foram modificados para uma acomodação mais eficaz. Estas modificações, além de seguirem a literatura, também se baseiam no questionário respondido pelos usuários do primeiro protótipo que assinalaram como ruim estes quesitos. Um novo cinto de segurança também faz parte do projeto visto que o cinto do protótipo anterior era apenas para as pernas e alguns cadeirantes, dependendo do tipo de lesão, necessitam também do cinto no peito para melhor suporte, pois a sustentação natural não é suficiente.

A calibração do sistema e medição do peso do cadeirante também está dentro das alterações. A medição do peso no protótipo antigo era feita por uma balança de forma externa e adicionada manualmente no programa, o que torna necessário um aparelho a mais além do ergômetro para execução de um teste. O novo protótipo conta com uma célula de carga sob o assento para aquisição automática do peso do usuário através da placa de aquisição e programa em ambiente Labview. A calibração do sistema será estudada para desenvolvimento de uma forma mais prática, caso haja esta possibilidade, ou caso não seja viável, manter a maneira atual que a mesma é executada.

Para que esta célula de carga possa ser adicionada ao ergômetro, faz-se necessário uma fonte de alimentação para a célula de carga, bem como um circuito amplificador para o sinal proporcional devolvido pela mesma. O circuito da fonte desenvolvida pode ser visto na Fig. 6 e a visualização da mesma na Fig. 7. O programa em ambiente Labview mencionado acima também será reestruturado e redesenhado para melhor acomodar os dados que já eram utilizados e adicionar as novas opções. Estuda-se também adicionar ao programa gráficos relativos ao monitoramento da fisiologia do usuário, como frequência cardíaca e afins.

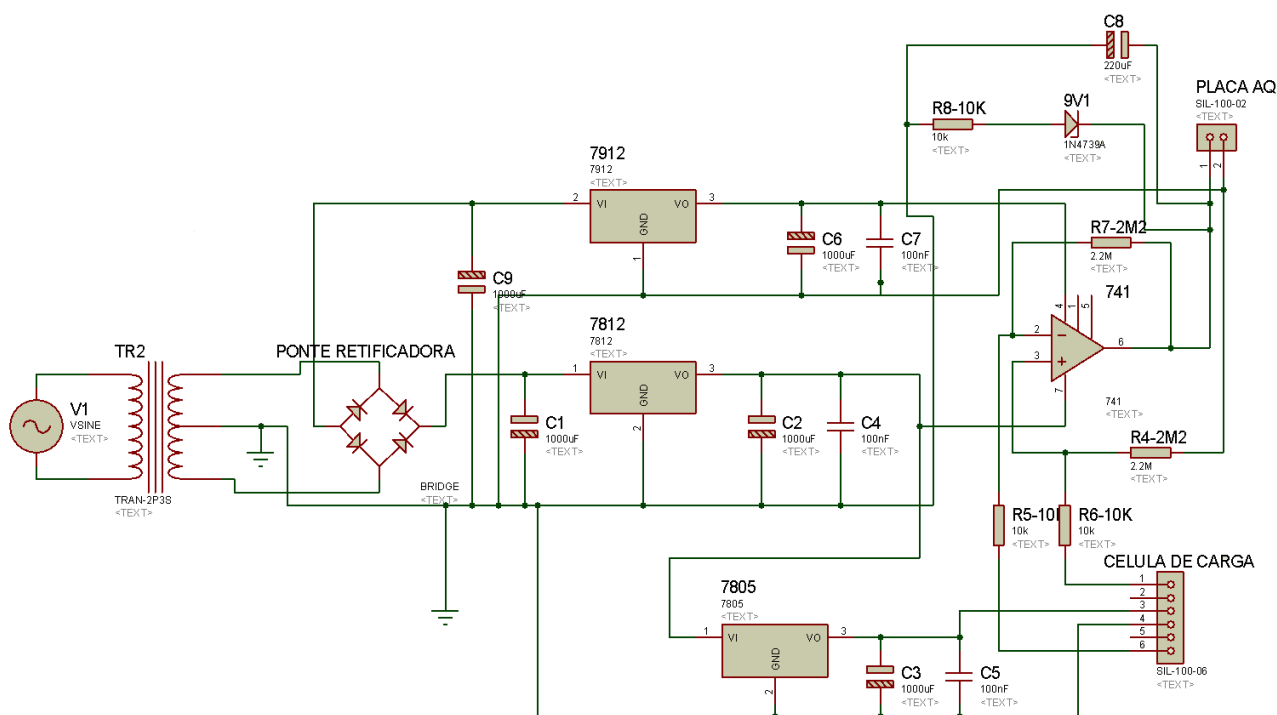


Figura 6: Circuito da fonte e amplificador para célula de carga.

Outra mudança a ser feita é o protocolo de teste utilizado. O primeiro protótipo permite a utilização apenas do protocolo de Wingate. Para este novo protótipo novos protocolos estão sendo estudados além do Wingate para serem incorporados e também a possibilidade de desenvolvimento de um novo protocolo. Estes novos protocolos também acarretarão mudanças no programa de controle Labview, pois este está totalmente configurado para as medições e duração do teste de Wingate.

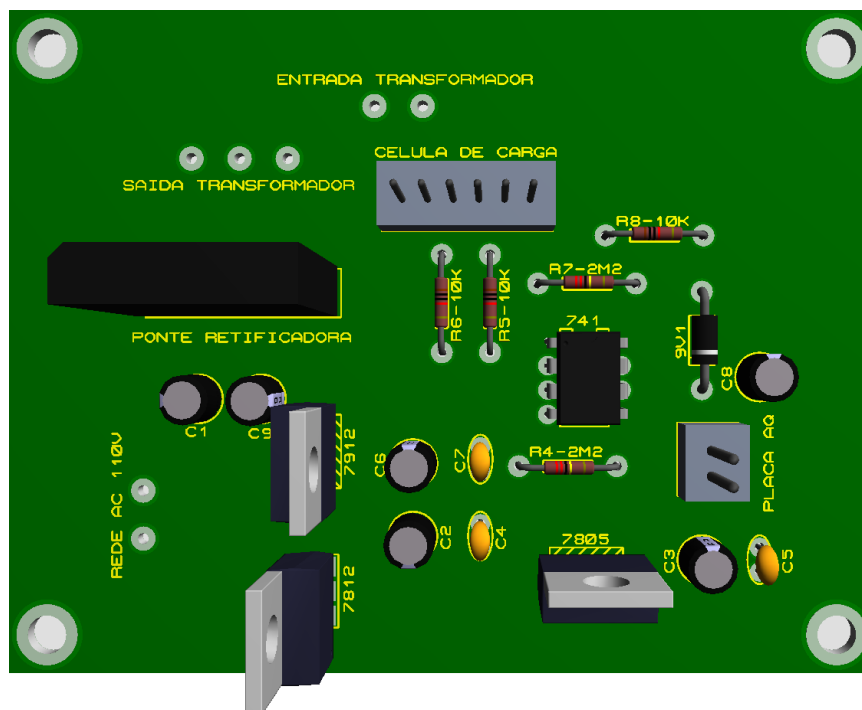


Figura 7: Visualização gráfica do circuito visto anteriormente.

Portanto, no sentido de otimizar a performance não só de atletas paraolímpicos assim como de pessoas portadoras de deficiência em geral, cujos mecanismos de aquisição de dados referentes às suas capacidades fisiológicas não estejam perfeitamente adaptados, é que se torna relevante o desenvolvimento desse trabalho que tem por finalidade básica preencher a lacuna existente entre as metodologias já consagradas para as pessoas não deficientes para aquelas portadoras de deficiência.

REFERÊNCIAS

- ANDREWS, J. R.; HARRELSON, G. L.; WILK, K. E. Reabilitação Física das Lesões Desportivas, 2 ed., Ed. Guanabara Koogan S. A., 504p., 1998.
- BAR-OR, O. The Wingate anaerobic test: an update on methodology, reliability and validity. Sports Medicine 4, p. 381-394, 1987.
- BJERKEFORS, A.; JANSSON, A.; THORSTENSSON, A. Shoulder muscle strength in paraplegics before and after kayak ergometer training. European Journal of Applied Physiology 97, p. 613-618, 2006.
- BONINGER, M. L.; BALDWIN, M.; COOPER, R. A.; KOONTZ, A.; CHAN, L. Manual wheelchair pushrim biomechanics and axle position. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 81, p. 608-613, 2000.
- BONINGER, M. L.; SOUZA, A. L.; COOPER, R. A.; FITZGERALD, S. G.; KOONTZ, A. M.; FAY, B. T. Propulsion patterns and pushrim biomechanics in manual wheelchair propulsion. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation 83, p. 718-723, 2002.
- DEVILLARD, X.; CALMELS, P.; SAUVIGNET, B.; BELL, A.; DENIS, C.; SIMARD, C.; GAUTHERON, V. Validation of a new ergometer adapted to all types of manual wheelchair. European Journal of Applied Physiology, v. 85, p. 479-485, 2001.
- DICARLO, S. E.; SUPP, M. D.; TAYLOR, H. C. Effect of arm ergometry training on physical work capacity of individuals with spinal cord injuries. Physical Therapy 63, p. 1104-1207, 1983.
- FRANCHINI, E. Teste anaeróbio de Wingate: Conceitos e aplicação. Revista Mackenzie de Educação Física e Esporte 1, p. 11-27, 2002.
- GARCÍA, A. F., Electromagnetismo. 2005. Disponível em: <<http://www.sc.ehu.es/sbweb/fisica/electromagnet/induccin/foucault/foucault.htm>> Acesso em: 15 dez. 2010.
- GUIMARÃES, J. I.; STEIN, R.; VILAS-BOAS, F.; GAVÃO, F.; NÓBREGA, A. C. L.; CASTRO, R. R. T.; HERDY, A. H.; CHALELLA, W. A.; ARAÚJO, C. G. S.; BRITO, F. S. Normatização de técnicas

e equipamentos para realização de exames em ergometria e ergoespirometria. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, v. 80, p. 457-464, 2003.

HAISMA, J. A.; VAN DER WOUDE, L. H. V.; STAM, H.J.; BERGEN, M.P.; SLUIS, T. A. R.; BUSSMANN, J. B. J. Physical capacity in wheelchair-dependent persons with a spinal cord injury - a critical review of the literature. *Spinal Cord* 44, p. 642-652, 2006.

HIBBELER, R.C., Resistência dos Materiais. 2000. 701p, LTC, Rio de Janeiro.

HJELTNES, N.; JANSEN, T. 1990 - Physical endurance capacity, functional status and medical complications in spinal cord injury subjects with long-standing lesions. *Paraplegia* 28, p. 428-432, 1990.

KEYSER, R. E.; RODGERS, M. M.; RASCH, E. R. Reliability of cardiorespiratory measurements during wheelchair ergometry. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, v. 38, p. 423-430, 2001.

KNECHTLE, B.; HARDEGGER, K.; MÜLLER, G.; ODERMATT, P.; ESER, P.; KNECHT, H. Evaluation of sprint exercise testing protocols in wheelchair athletes. *Spinal Cord* 41, p. 182-186, 2003.

KWARCIACK, A. M.; SISTO, S. A.; YAROSSE, M.; PRICE, R.; KOMAROFF, E.; BONINGER, M. L. Redefining the manual wheelchair stroke cycle: Identification and impact of nonpropulsive pushrim contact. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* 90, p. 20-26, 2009.

LANGBEIN, W.; ROBINSON, C. J.; KYNAST, L.; FHER, L. Calibration of a new wheelchair ergometer: the Wheelchair Aerobic Fitness Trainer. *IEEE Transactions on Rehabilitation* 1, p. 49-58, 1993.

MARGONATO, V. Effects of training on cardiorespiratory fitness and lipidic profile of paraplegics. *Sport Sciences for Health* 3, p. 7-9, 2008.

MORRISON, S. A. Guidelines for the Clinician for Development of Fitness Programs for the Physically Challenged. In: APPLE, D. F. *Physical Fitness: A Guide for Individuals with Spinal Cord Injury*. Baltimore: DIANE Publishing, cap. 3, p. 33-44, 2004.

MORROW, M. M. B.; HURD, W. J.; KAUFMAN, K. R.; AN, K.-N. Shoulder demands in manual wheelchair users across a spectrum of activities. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 20, p. 61-67, 2010.

MÜLLER, G.; ODERMATT, P.; PERRET, C. A new test to improve the training quality of wheelchair racing athletes. *Spinal Cord* 42, p. 585-590, 2004.

MURAKI, S.; TSUNAWAKE, N.; TAHARA, Y.; HIRAMATSU, S.; YAMASAKI, M. Multivariate analysis of factors influencing physical work capacity in wheelchair-dependent paraplegics with spinal cord injury. *European Journal of Applied Physiology* 81, p. 28-32, 2000.

NILSSON, S.; STAFF, P. H.; PRUETT, E. D. R. Physical work capacity and the effect of training on subjects with long standing paraplegia. *Scandinavian Journal of Rehabilitation Medicine* 7, p. 51-56, 1975.

NOVAIS, D. V. Projeto e construção de um ergômetro para cadeirantes. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Uberlândia, 2009.

SALGADO, G. L. A. C. Análise de um sistema de geração de resistência eletromagnético utilizado em um ergômetro para cadeirantes. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal de Uberlândia, 2009.

SHIMADA, S. D.; ROBERTSON, R. N.; BONINGER, M. L., COOPER, R. A. Kinematic characterization of wheelchair propulsion. *Journal of Rehabilitation Research and Development* 35, p. 210-218, 1998.

STEELE, C. A.; KALNINS, I. V.; ROSSEN, B. E.; BIGGAR, D. W.; BORTOLUSSI, J. A.; JUTAI, J. W. Age-related health risk behaviors of adolescents with physical disabilities. *Social and Preventive Medicine* 49, p. 132-141, 2004.

TORDI, N.; DUGUE, B.; KLUPZINSKI, D.; RASSENEUR, L.; ROUILLON, J. D., LONSDORFER, J. Interval training program on a wheelchair ergometer for paraplegic subjects. *Spinal Cord* 39, p. 532-537, 2001.

YEKUTIEL, M.; BROOKS, M. E.; OHRY, A.; YAROM, J.; CAREL, R. 1989 - The Prevalence of Hypertension, Ischaemic Heart Disease and Diabetes in Traumatic Spinal Cord Injured Patients and Amputees. *Paraplegia* 27, p. 58-62, 1989.