



Electroestimulação e exercitação aeróbia em cicloergómetro – metodologias por superimposição e sua influência sobre o vo2máx.

Rui Ângelo, Paulo Mourão, Alberto Carvalho e Carlos Carvalho.¹

¹ Laboratório do Movimento Humano | Instituto Superior da Maia - Portuga

Ângelo, R.; Mourão, P.; Carvalho, A.; Carvalho, C.; **Electroestimulação e exercitação aeróbia em cicloergómetro – metodologias por superimposição e sua influência sobre o vo2máx.** Motricidade 3(2): 21-36

Resumo

Ao longo do presente estudo procuramos analisar os efeitos subjacentes à utilização de metodologias combinadas de treino, consistentes na associação de electroestimulação com uma tipologia específica de exercitação aeróbia em cicloergómetro. Procuramos assim determinar a sua influência sobre a potência máxima aeróbia. A amostra foi constituída por 12 sujeitos, subsequentemente divididos aleatoriamente por 2 grupos. O processo de treino desenrolou-se ao longo de 4 semanas, nas quais os mesmos efectuaram 4 sessões de treino semanal com a duração de 50 minutos, sendo que para um dos grupos em 3 das sessões era acrescentado um protocolo simultâneo de electroestimulação. Para a determinação específica da potência máxima aeróbia foi seleccionado um teste máximo por patamares para cicloergómetro. Verificamos que apenas o grupo assistido por electroestimulação apresentou uma evolução estatisticamente significativa sobre o VO₂máx (13,1%; p=0,01; p<0,05) quando em comparação com o grupo de controlo (11,3%; p=0,06; p<0,05) relativamente à diferença pré-pós teste. Podemos concluir que a utilização de electroestimulação em simultâneo com uma exercitação de carácter cíclico irá aparentemente promover uma superior eficiência evolutiva sobre VO₂Máx, proporcionando a obtenção de resultados significativos em intervalos de tempo comparativamente inferiores àqueles promovidos pelas metodologias convencionais de exercitação aeróbia com ênfase cardiovascular.

Palavras-Chave: Electroestimulação, Vo2máx, Cicloergómetro.

Abstract

COMBINED intervention of neuromuscular electrical stimulation and cycling exercise in Maximal Oxygen INTake OUTPUT.

The main purpose of our study was to test the direct effect of using combined electrical muscle stimulation with endurance cycling exercises over the maximal oxygen intake factor. We used a sample of 12 subjects, subsequently split into to different groups of 6. All subjects were participants in a four week, four times per week, 50 minute cycling training protocol. One group was also subjected to a simultaneous electrical muscle stimulation protocol on three of the training sessions. To assess maximal aerobic power output we used a maximal cycle-ergometer test with step by step load increases. Our results demonstrated that the muscle stimulation assisted group revealed a statistically significant Vo₂máx increase, as well as a higher physical fitness development when comparing within group heart rate evolution. However, between group difference was not significant. We may thus conclude that combined training methodologies may contribute to a faster and more effective goal achievement when regarding VO₂máx variables.

Keywords: Neuromuscular Electrical Stimulation, Maximal Oxygen Intake, Cycling exercise





Introdução

A saúde é um bem inquestionável, constituindo a base do desenvolvimento pessoal e social. Referências substanciais apresentam este facto, alicerçando uma representatividade da hipótese evidenciada pela correlação inerente entre a manutenção de hábitos de vida sedentários e sua potenciação do risco de morbidade e mortalidade. Facto este que estará por sua vez associado com uma incidência de várias anomalias de índole patológica crónica [5]. Esta preocupação é actualmente corroborada pela comunidade médica, revelando cada vez mais a importância que a actividade física de carácter cardiovascular assume, na medida em que os decréscimos de funcionalidade muscular induzirão gradualmente uma redução na eficiência do aparato cardiorespiratório, traduzindo assim um papel preponderante da mobilização mioarticular sistemática, na redução do risco de doença coronária ^{26,36}.

Deste modo esta será aparentemente uma problemática amplamente difundida e debatida, sendo gradualmente evidente a importância cada vez mais preponderante da actividade física cardiovascular, a qual poderá assistir na gestão e manutenção de sistemas orgânicos saudáveis e funcionalmente eficientes, subsequentemente permitindo a realização qualitativa de tarefas vigorosas e/ou actividades de lazer. Por outro lado irá também minimizar a influência de diversos factores de risco patológico cardiovascular, intervindo significativamente na redução da incidência de obesidade, hipertensão, diabetes e osteoporose ^{3,5,6}, bem como caracterizando uma sólida base de construção global para o correcto desenvolvimento das capacidades motoras individualizadas ²³.

Neste âmbito a optimização da entidade muscular para uma eficaz utilização do oxigénio disponível, adequando o mesmo à tipologia de exercitação em consideração, será uma das componentes fundamentais inerentes ao sis-

tema musculo-esquelético, factor representativo da magnitude de adaptabilidade do mesmo, repercutindo-se posteriormente numa superior capacidade funcional de resistência muscular à fadiga ³². O consumo máximo de oxigénio por unidade de tempo, vulgo VO₂máx, encontra-se amplamente difundido como um critério fiável e representativo da condição/aptidão cardiovascular individual ^[18]. Assim, poderemos quantificar a aptidão cardiorespiratória sobretudo através desta medida, porém constantemente contemplando a mesma de acordo com a provável influência determinada pela frequência, duração, intensidade e tipologia de exercício. Inclusivamente diversos estudos têm evidenciado que os incrementos individualizados no VO₂máx poderão atingir valores situados num intervalo tão amplo como [5-30]%, sendo os sujeitos caracterizados com uma aptidão cardiovascular inicial abaixo da média, aqueles mais propensos a uma significativa potenciação da capacidade cardiorespiratória ¹⁸.

O metabolismo oxidativo desempenha assim sem dúvida um papel fulcral na gestão da eficiência cardiorespiratória, responsabilizando-se pela metabolização lipídica em associação com o transporte de oxigénio ao músculo. Esta associação irá implicar que em dadas condicionantes contextuais de exigência muscular superior por unidade de tempo, o músculo não possua ao seu dispor uma quantidade ou volume de oxigénio suficiente para suplementar a exigência energética. Esta ocorrência irá proporcionar uma necessidade de intervenção por parte de substratos energéticos caracteristicamente distintos, os quais energeticamente possibilitem a continuidade do esforço em ambiente anaeróbio.

Desde logo, a possibilidade de ajuste funcional ao nível celular, entre a produção exagerada de metabolitos de carácter tóxico provenientes das reacções químicas anaeróbias, e uma adequada mobilização dos mesmos produtos de forma efec-





tiva através do sistema circulatório, irá representar a possibilidade de manutenção do equilíbrio no pH intracelular, consequentemente garantindo viabilidade para uma progressão do esforço ao longo do tempo. Porém esta quantificação de trabalho por unidade de tempo não deverá ultrapassar determinados limiares individualizados, a partir dos quais este equilíbrio anteriormente referido, existente entre a acumulação e remoção das resultantes metabólicas se pronunciará no sentido da anaerobiose, assim impossibilitando uma prolongada continuidade do trabalho muscular ³².

Implicações fisiológicas do treino cardiovascular cicloergométrico

A biomecânica inerente ao movimento de pedalar tem sido examinada extensivamente a partir de diversas perspectivas. A utilização de equipamentos especializados de dinamometria possibilitou a avaliação das forças exercidas pelos membros inferiores sobre os pedais, permitindo assim estimar a sobrecarga exercida sobre as articulações, bem como quantificar a magnitude e direcção das forças aplicadas sobre o pedal. Estas evoluções, actualmente possibilitam a concretização de um processo de análise aprofundada ao movimento de pedalar, procurando identificar todos os factores de influência biomecânica e sua repercussão mioarticular ⁹.

Um determinado movimento cíclico será produzido essencialmente através da interacção entre dois factores fundamentais - o trabalho muscular e o trabalho gravitacional. De tal forma que, uma optimização na coordenação entre os mesmos poderá incrementar significativamente a performance muscular daí resultante. O número redundante de músculos que possivelmente poderão intervir em cada uma das angulações do movimento de pedalar, em associação com a inexistência prévia de estratégias de recrutamento

muscular pré-definidas pelo sistema neural, tornam impossível a previsão do padrão de activação muscular após a introdução de posições ou estratégias inovadoras de pedalar, reflectindo a influência negativa proporcionada por perturbações externas ²⁹. O acto de pedalar, embora caracterizado como um movimento efectuado em contexto restrito exige uma complexa coordenação muscular na sua execução. Assim a cadência de pedalar pré-definida para um determinado movimento cíclico em cicloergómetro apresenta uma zona óptima de estabilidade a nível neuromuscular, ou seja, apesar de não corresponder à zona de máxima energia ou de máxima potência, será aparentemente o ritmo ao qual a actividade neuromuscular em combinação com a componente metabólica, se apresenta mais económica ²⁰.

Os efeitos da velocidade de movimento, ou a influência da cadência do mesmo na cinética coordenativa dos membros inferiores, representa por si mesmo um factor de elevada preponderância, na medida em que existe um reajustamento coordenativo dos processos de activação e ordem de recrutamento muscular ao longo das diferentes cadências seleccionadas. Esta tipologia de estudos poderá indiciar quais as cadências representativas de uma potenciação específica em termos de determinadas capacidades musculares. Com o incremento da cadência verifica-se uma diminuição progressiva da componente muscular, associada a um incremento gradual na intervenção da inércia referente à cinética rotacional, expressa tanto nas forças exercidas sobre o pedal como na mecânica articular ².

A função precisa de cada músculo ao longo da movimentação cíclica, apesar de controversa, aparentemente sugere que os torques articulares dos músculos da anca e dos extensores do joelho serão os principais responsáveis pela energia propulsiva exercida sobre os pedais. Esta relação





encontra-se assim definida em termos quantitativos, representando do total das forças propulsivas aplicadas, 27% para os músculos da anca e 39% para os músculos extensores do joelho²⁷. Em termos gerais, a determinação de uma zona ideal de cadência irá reduzir os movimentos parasitas provenientes da articulação coxo-femoral, otimizando dramaticamente a função muscular. Esta premissa será válida para a totalidade das populações, desde atletas recreativos até atletas de alta competição, assegurando-se actualmente as 90 rotações por minuto, como a cadência optimal para uma superior eficiência mecânica²¹.

No entanto o refinamento da activação muscular uni ou bi-articular assume-se também como fundamental para a gestão optimal das forças externas. Desde logo qualquer mudança posicional ou postural irá proporcionar inevitavelmente uma reorganização intermuscular dos músculos intervenientes no ciclo considerado, consequentemente traduzindo uma mudança na resultante mecânica das forças aplicadas²⁷. Deste modo será possível relacionar a escolha do ritmo ideal de movimento, com a minimização do torque negativo gerado na segunda fase do mesmo²⁸. Assim, através da manipulação da sua interacção com o cicloergómetro, o ser humano é capaz de potencialmente otimizar a sua eficiência mecânica, maximizar a potência resultante, reduzir o impacto muscular e esquelético da carga, consequentemente minimizando também o stress muscular e os momentos articulares negativos⁶.

A exercício funcional em cicloergómetro possuirá também uma ampla aplicabilidade no contexto da medicina desportiva. Este aparato, frequentemente utilizado na estimação de parâmetros de natureza metabólica muscular, baseados na monitorização da frequência cardíaca, produção de lactato, consumo de oxigénio (VO_{2max}) bem como na determinação do limiar ventilatório¹⁵.

Implicações fisiológicas do treino por electroestimulação

As células nervosas manifestam várias propriedades eléctricas que influenciam dramaticamente a mobilização segmentar corporal. Desta forma, os sinais eléctricos serão um meio importante pelo qual as células transferem informação entre si. O conhecimento básico acerca da caracterização eléctrica celular será vital para uma superior simplicidade na compreensão das habituais funções representadas pelo conjunto muscular, simultaneamente permitindo uma profunda análise de muitas das patologias funcionais do sistema neuromuscular³⁰.

Neste sentido, não seria possível a existência de movimento segmentar sem a activação do sistema neuromuscular. Este planifica, inicia e coordena todos os movimentos humanos^[22]. Neste constructo contextual, uma unidade motora (UM) será a representação da unidade funcional de controlo neural para a actividade muscular, constituindo-se através da relação entre um motoneurónio (alfa) associado a todas as fibras musculares por ele inervadas⁷. Se aplicados à ramificação neuromotora, estímulos eléctricos de intensidade significativa, irá produzir-se em resposta um potencial de acção no axónio de um neurónio motor, promovendo assim uma contracção de todas as fibras musculares pertencentes a essa unidade motora. À medida que o estímulo vai aumentando, são activadas unidades motoras adicionais. Apesar de cada potencial de acção provocar uma única contracção na UM, quando os potenciais de acção ocorrem perto uns dos outros, as contracções actuam em conjunto exercendo uma força superior do que a contracção exclusiva de unidades motoras – fenómeno de somação temporal de estímulos. O grau pelo qual o efeito de somação actua dependerá em larga escala do ritmo das descargas dos potenciais de acção individuais¹³.





Partindo assim do pressuposto que a contracção muscular de cariz voluntário se encontra baseada na estimulação electro-química proveniente do sistema nervoso central, poderemos conceber a possibilidade de uma substituição funcional desta tipologia estimulatória, através da aplicação de correntes eléctricas externas sobre a região cutânea superficial correspondente ao ponto de enervação motora das fibras musculares a ele subjacentes¹², concretizando assim contracções musculares de carácter involuntário. A electroestimulação neuromuscular caracteriza-se desta forma por uma aplicação de correntes eléctricas através de eléctrodos de superfície ou implantados, no sentido de estimular a geração de um potencial de acção neural suficientemente significativo para desencadear uma contracção muscular representativa¹⁷.

Deste modo uma via neural poderá ser estimulada superficialmente através de impulsos eléctricos desde que esteja topograficamente posicionada a nível proximal da região subcutânea. A estimulação através da barreira subcutânea irá exigir a existência de uma corrente eléctrica minimamente significativa, na medida em que no caso de a intensidade iniciar a zero e progredir no sentido ascendente, será possível observar a existência de um limiar de estimulação, inferior ao qual não existe activação muscular representativa. De facto, com o progressivo incremento da intensidade de estimulação, inicialmente apenas um pequeno número de fibras será recrutado, progredindo até atingir um limiar a partir do qual se encontra uma estabilização, impedindo um incremento adequado na força de contracção que se apresente devidamente proporcional à evolução da intensidade de trabalho^{22,25,29}.

No entanto, esta evolução característica será distintivamente divergente da activação neural voluntária, na medida em que as principais fibras estimuladas inicialmente irão necessariamente

possuir características profundamente glicolíticas, evento este derivado da específica componente morfológica constitutiva dos axónios representativos deste tipo de unidades motoras, os quais apresentam um superior diâmetro de exposição não mielinizada proximal à junção neuromuscular, consequentemente apresentando superior permeabilidade a correntes eléctricas de cariz externo^{12,33}. Porém tem sido também demonstrado que este efeito possui uma caracterização inicial de durabilidade reduzida, com uma gradual activação de unidades mais lentas até uma progressiva superiorização destas essencialmente no sentido de uma adaptação contractil ao estímulo fornecido. Este factor crê-se estar relacionado sobretudo com fenómenos de controlo aferente derivados dos motoneurónios activados inicialmente em associação com o facto das fibras musculares de propensão glicolítica evidenciarem um potencial de elevada fatigabilidade¹⁴.

Todavia, a existência de uma estimulação externa implicará também uma necessidade metodológica de determinação da carga mecânica exercida sobre as fibras musculares, a qual será proveniente da magnitude da resultante aplicada. Neste âmbito têm sido amplamente propostas diversas técnicas de cariz laboratorial para uma eficaz individualização da carga de estimulação, essencialmente através de uma normalização da mesma em relação à capacidade máxima de activação voluntária do sistema neuromuscular. Esta tentativa será emergente da necessidade de objectivar a prescrição da carga de treino, relativamente à subjectividade anterior muitas das vezes definida como a máxima capacidade do sujeito para resistir ao desconforto inerente a uma estimulação eléctrica de carácter externo com elevada intensidade. De todas estas técnicas aquelas com superior evidência serão a interpolação de activação neural e a regulação da intensidade pela relativização à amplitude do sinal electromiográfico eviden-





ciado pelo músculo.

Contudo, estas tipologias avaliativas assumem um carácter de complexidade relativamente elevado, dadas as condicionantes práticas que muitas das vezes nos rodeiam nos contextos reais de aplicação metodológica das técnicas de hipertrofia assistida por electroestimulação. Logo, as mesmas assumirão um carácter de inviabilidade no contexto real de aplicação, na medida em que exigem a utilização de recursos tecnológicos bem como humanos, possuidores de um elevado grau de especialização aliados a um valor adicional avultado.

Neste sentido, a electroestimulação tem sido amplamente utilizada no contexto reabilitacional, tendo sido recentemente introduzida de forma progressiva no contexto dos programas de treino de força para o desenvolvimento da performance física. Novas formas de treino combinado com electroestimulação iniciam actualmente um processo de desenvolvimento, com o principal objectivo de potenciação do desempenho muscular.

Deste modo a electroestimulação neuromuscular tem sido frequentemente utilizada no sentido da recuperação de atrofia muscular pronunciada, na manutenção do volume de massa muscular bem como no controlo do edema após lesão²⁴.

De entre as diversas aplicações clínicas e práticas inerentes à electroestimulação destacam-se todas aquelas apresentadas representadas na tabela 1³³.

Quando aplicada a longo prazo a estimulação muscular de carácter externo irá proporcionar a minimização de alguns dos efeitos provenientes de situações de osteoporose suave e/ou deficiência cardiovascular³¹. Esta tipologia de exercício, por diversas vezes referenciada na literatura, quando perspectivada ao longo de um processo de treino específico de carácter combinado no sentido de um progressivo incremento da endurance muscular, sendo esta provavelmente resultante de um desenvolvimento da capacidade oxidativa muscular. Este ênfase metabólico irá promover uma evolução significativa do número de enzi-

mas oxidativas, determinando como consequência uma concentração representativamente mais elevada de Glutamina. A longo prazo as vias metabólicas apresentam assim uma evolução regulatória positiva no metabolismo oxidativo¹⁵. No momento em que as exigências energéticas não podem ser colmatadas pela reserva de ATP, em associação com a acumulação de metabolitos derivados da actividade muscular contráctil, a expressão de força muscular irá diminuir, sendo que a extensão deste declíneo estará dependente da intensidade da actividade em questão.

Tabela 1: Aplicações clínicas da electroestimulação neuromuscular

Aplicações Clínicas da Electroestimulação Neuromuscular

- Incremento da força muscular.
- Reeducação da acção muscular.
- Facilitação da contracção muscular.
- Incremento da resistência muscular geral.
- Incremento da velocidade de contracção muscular.
- Incremento no aporte local sanguíneo.
- Efeito de massagem muscular.
- Alívio da dor muscular e articular.
- Redução do espasmo muscular (contracturas).
- Promoção do relaxamento e recuperação muscular activa.
- Incremento da amplitude de movimento [combinação com PNF].
- Redução do edema após lesão ou inflamação.
- Redução do processo de atrofia neuromuscular patológica.
- Recrutamento de diferentes tipologias de fibras musculares.
- Incremento agudo da força muscular.
- Potenciação da eficácia metabólica.





O custo energético da electroestimulação está apresentado como dependente destes factores bem como gerador de fadiga, traduzindo-se esta inclusivamente como uma das principais limitações da estimulação muscular de longa duração ³⁵.

Por outro lado, numa perspectiva fisiológica actual, será cientificamente preconizado que o treino de resistência aeróbia incrementa o afluxo sanguíneo ao músculo esquelético. Estudos demonstram que a utilização de electroestimulação passiva ao longo de 4 semanas proporciona um incremento significativo na capacidade de filtração microvascular, sugerindo uma significativa efectividade na utilização desta indicação metodológica no sentido de uma potenciação do metabolismo muscular local, inerente ao treino de resistência aeróbia, em detrimento da consideração exclusiva de utilização metodológica da electroestimulação neuromuscular apenas no sentido de um desenvolvimento muscular hipertrófico ⁸. Um estudo inicial efectuado em cicloergómetro, consistente com metodologias combinadas de electroestimulação, comprovou a existência de evoluções significativas ao nível do Vo2Máx após 10 semanas de treino. Inclusivamente referenciando uma superiorização significativa do grupo sujeito a metodologias combinadas quando em comparação com metodologias de carácter convencional ¹⁹. Outros estudos baseados em processos de treino de electroestimulação combinada com remo estático, observaram-se incrementos representativos de 11,2% no Vo2máx após 12 semanas de trabalho, equivalente a 25 sessões de

treino ³⁶.

Um trabalho experimental desenvolvido em 1998 ³⁴, o qual analisou a resposta mecânica do músculo quando acrescida de um estímulo eléctrico externo à contracção voluntária máxima, demonstrou claramente que o torque máximo obtido na extensão do joelho, foi superior, tanto na acção isométrica como concêntrica. Deste modo, a optimização da condição física humana estará intimamente relacionada com a potenciação da resultante da mecânica muscular. Esta será a prova basilar representativa da viabilidade estrutural de optimização da função muscular através de metodologias baseadas na utilização de electroestimulação neuromuscular. Assim, o objectivo primordial deste estudo centralizou-se na influência específica da utilização de metodologias combinadas de electroestimulação neuromuscular, quando em aplicação simultânea com a exercitação resistente em cicloergómetro, sobre a evolução da potência máxima aeróbia (VO2Máx).

Metodologia

Amostra

A amostra utilizada no presente estudo foi constituída por 12 alunos do curso de desporto e educação física, subdividida em 2 grupos de 6 sujeitos por sua vez agrupados em 3 do sexo feminino e 3 do sexo masculino. Uma caracterização aprofundada da mesma encontra-se representada na tabela 2.

Tabela 2. Valores de média e desvio padrão da idade, altura e peso dos sujeitos

Amostra (N=12)	Média
Idade	22,3 ± 1.35
Altura	1.7 ± 0.06
Peso	68.6 ± 12.01





Procedimentos - Caracterização do processo de treino

O processo de treino desenrolou-se ao longo de 4 semanas, nas quais os sujeitos efectuaram 4 sessões de treino semanais de 50 minutos, constituídas por 3 fases distintas caracterizadas na tabela 3:

Um dos grupos, em três das sessões de treino

tosas que possam influenciar a prestação ao longo do exercício, a existência de lesão muscular ou ortopédica bem como os objectivos individuais do programa de treino em questão. Deste modo têm sido sugeridas várias metodologias para um controlo da intensidade do treino, sendo um dos mais amplamente aceite aquele referente ao con-

Tabela 3. Organização específica das Unidades de Treino.

Fase	Objectivo	Cadência	Intensidade	Duração
Fase Inicial	Aquecimento muscular, Mobilização articular;	60 Rpm	50% FcMáx	5 min
Fase intermédia	Intensificação do trabalho muscular.	90 Rpm	70-75% Fcmáx	40 min
Fase Final	Recuperação	60 Rpm	50% Fcmáx	5 min

semanais efectuou uma utilização combinada de electroestimulação em simultâneo com o movimento de pedalar. Foi respeitado um período de 48 horas de recuperação entre sessões de treino, de modo a garantir os pressupostos fisiológicos necessários para uma eficiente evolução muscular. Existiu também uma preocupação na constante monitorização evolutiva da frequência cardíaca matinal de repouso, como indicador frequentemente associado à prevenção de situações de sobre-treino¹⁸.

Determinação da intensidade de exercício

A determinação da intensidade de exercício deverá ser acompanhada de determinados pré-requisitos, sendo factores de vital importância o nível de aptidão cardiorespiratória de cada sujeito, a existência de interacções medicamen-

trolo da carga interna de treino através de uma definição da zona cardíaca de trabalho cardiovascular, baseando-se em estimativas da frequência cardíaca máxima em relação à idade^{16,18}. Actualmente estão disponíveis variadas propostas para esta determinação, tendo sido por nós seleccionada a escala veiculada pelo ACSM¹⁸ visto tratar-se da mais amplamente difundida. Procuramos respeitar a zona 70-75% Fcmáx, tendo em consideração que esta seria a que melhor se adequaria ao tipo de esforço definido pela tipologia de treino (predominantemente oxidativa), bem como garantiria a segurança necessária ao longo do mesmo, visto que a capacidade inicial reduzida dos sujeitos poderia assumir-se como uma variável potencialmente lesiva. Sendo neste ponto de ênfase determinante relativizar a intensidade de esforço cardiovascular como o somatório energético requisitado pela combinação de estímulos².





Protocolo experimental de avaliação

O protocolo experimental foi baseado num “design” experimental pré e pós-teste. Para uma avaliação antropométrica sumária dos sujeitos foram recolhidas medições da altura e peso. A fiabilidade intra-observador foi garantida em 0.9 procurando assim atingir um elevado grau de consistência nos resultados.

Para a avaliação da potência máxima aeróbia foi utilizado o teste de Astrand para cicloergómetro¹, permitindo uma especificidade avaliativa adequada ao procedimento experimental utilizado bem como uma coerente estabilização da frequência cardíaca ao longo de cada patamar inerente ao procedimento avaliativo. Este facto possibilitou a utilização da frequência cardíaca atingida pelos sujeitos em cada um dos patamares como uma referência da evolução cardiovascular. Todo o protocolo experimental foi efectuado em cicloergómetro de carga electromagnética ajustável (SciFit Iso1000E) ao longo de patamares de 3 minutos, com incrementos progressivos de carga. Os sujeitos iniciavam a avaliação com 3 minutos de aquecimento a 10 watts, progredindo para um patamar seguinte de 50w e aumentando gradualmente 25w por patamar de execução, até atingirem a exaustão. A cadência de pedalar em todos os patamares foi mantida a 60 Rpm, sendo o teste considerado completo a partir do momento em que cada sujeito fosse incapaz de manter esse ritmo pré-definido.

Electroestimulação

Para os procedimentos de estimulação muscular foram utilizados electroestimuladores CEFAR myo2 e myo4pro. De modo a garantir uma correcta utilização dos mesmos foram necessariamente respeitados uma série de parâmetros de carácter vital para uma estimulação efectiva do músculo.

Posicionamento de eléctrodos

Relativamente à localização e posição dos eléctrodos, estes foram posicionados na região anterior da coxa de cada sujeito respeitando uma colocação perpendicular à orientação das fibras testadas. Deste modo 4 eléctrodos auto-adesivos (cefar stimtrode) foram colocados em cada um dos membros inferiores dos sujeitos testados, localizando-se dois na base proximal da inserção muscular do quadricípite e os restantes dois respectivamente sobre os pontos superficiais de enervação motora distal dos músculos vasto medial e vasto lateral. A localização específica e de carácter individualizado dos pontos motores foi pré-determinada através de pesquisa cutânea superficial. Para diminuição da sensação de dor foi utilizado um gel específico para ultrasonografia e electrocardiografia (Eko-Gel, Italmed Lda.). Após a detecção inicial destes pontos, os mesmos foram marcados com tinta preta de modo a estarem devidamente identificados ao longo da totalidade do processo de aplicação do protocolo experimental.

Caracterização do impulso eléctrico

As correntes utilizadas foram seleccionadas de acordo com a escala frequencial proposta por Boschetti⁴, caracterizadas pelos parâmetros descritos na tabela 4. Assim em termos adaptativos as frequências caracterizadas como pertencentes ao reino da resistência muscular centravam-se no intervalo de 40-60 Hz.

Determinação da amplitude de estimulação

Ao longo de uma fase inicial de adaptação, foi pedido aos sujeitos que indicassem a máxima amplitude de estimulação possível com uma percepção de esforço a 70% (RPE de 6-7). Esta fase inicial processou-se ao longo de 2 semanas previamente ao início do protocolo, com o principal objectivo de familiarização dos sujeitos com o processo da electroestimulação, traduzindo uma





Tabela 4: Caracterização das correntes utilizadas.

Parâmetros de referência	Caracterização
Nome da corrente	Endurance muscular 1
Tipo de corrente	Corrente rectangular alterna bi-fásica
Tipo de impulso	Impulso modulado
Intervalo de frequência	40-60Hz
Duração individual do impulso	Duração de 400µseg
Tempo de acréscimo	1.5
Tempo de decréscimo	1.5
Tempo de contracção	8 segundos
Tempo de repouso activo	10 segundos
Nº de contracções por sessão de treino (40min)	133 contracções (133 x 10 seg.)

preocupação na coerente progressão de carga minimizando a ocorrência de fenómenos associados a emergência de situações extremas de miopatia resultantes numa potenciação da dor muscular pós exercício. Numa fase seguinte, já na primeira semana de aplicação do protocolo, foi implementado um teste de carácter prático, para uma individualização da máxima carga de treino suportável. Neste âmbito tendo em consideração que ao encurtar maximalmente uma determinada estrutura muscular, esta ao ser simultaneamente estimulada de forma externa incorre numa situação de encurtamento supra-máximo ao qual está associada uma elevada sensação de desconforto e de dor^{4,12,33}. Assim, de modo a prevenir esta situação foi determinado como máxima amplitude de estimulação aquela com magnitude suficiente para induzir um movimento involuntário de extensão total da perna sobre a coxa, na medida em que qualquer amplitude de estimulação superior poderia originar dificuldade na manutenção do movimento de pedalar pretendido, ou inclusivamente induzir um determinado grau de desconforto muscular.

Deste modo a cada sujeito foi pedido para

colocar a perna em estado de relaxamento total apoiada sobre uma estrutura que permitisse a manutenção de 90° de flexão na articulação da anca (coxa sobre o tronco) em associação com 90° de flexão na articulação do joelho. A partir deste ponto inicial era incrementada gradualmente a amplitude de estimulação até se verificar uma estabilização da perna sobre a coxa em 0° de flexão. A amplitude de estimulação necessária para efectuar esse movimento era considerada como alvo na fase de trabalho, sendo progressivamente incrementada até obter o valor pretendido imediatamente no início da fase fundamental de trabalho.

Estatística

A análise estatística dos dados obtidos consistiu na realização de uma série de procedimentos devidamente contextualizados. Para uma caracterização inicial da amostra foram utilizadas medidas de estatística descritiva, nomeadamente a média e desvio padrão. Para uma análise comparativa de médias Pré-Pós teste foi utilizado um t-teste intragrupal de medidas repetidas, aliado a uma análise inter-grupal de medidas independentes.





Todos os procedimentos estatísticos foram efetuados através da utilização do software SPSS 11.0 para WinXP.

Resultados

Relativamente aos aspectos relacionados com a evolução do VO_2 máx ao longo do processo de treino, vários procedimentos de carácter numérico e gráfico foram utilizados no sentido de uma coerente interpretação dos mesmos. Será assim possível uma visualização global da deflexão inerente à curva evolutiva do pós-teste referente ao

grau diferencial atingido ao longo do processo de treino. Torna-se possível verificar de forma coerente a cumplicidade pertinente dos dados, quando analisados à luz de uma subdivisão inerente a cada um dos patamares de carga considerados. Este evento proporcionará uma janela de oportunidade para vislumbrar comparativamente a componente evolutiva de carácter específico, quando imersa na globalidade resultante (Figura 1 e 2).

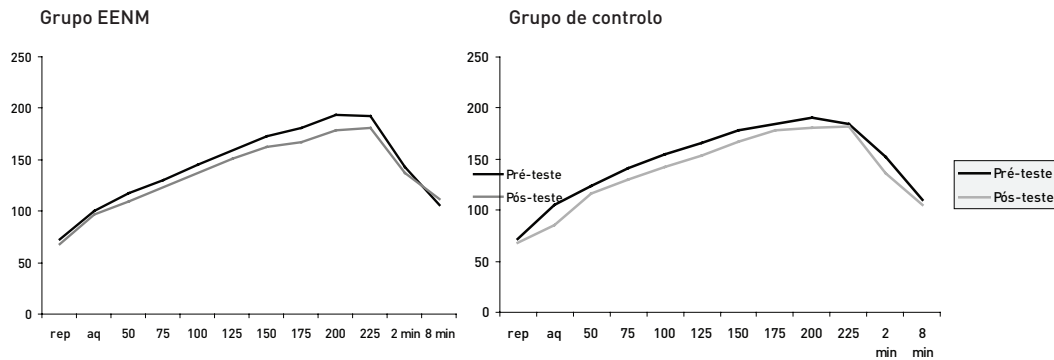


Figura 1. Curvas de progressão intra-grupal Pré-Pósteste do Teste de VO_2 máx em cicloergómetro.

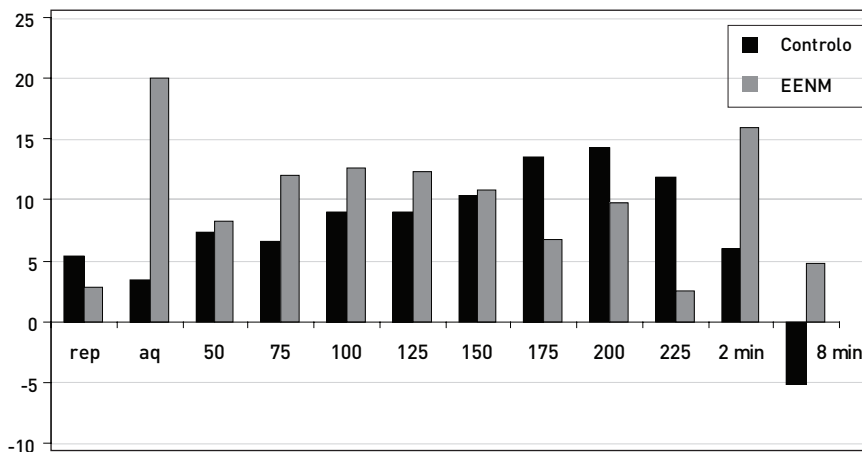


Figura 2. Diferenças intra-grupais de frequência cardíaca por patamar e seu reflexo inter-grupal.





Electroestimulação e exercício aeróbia em cicloergómetro – metodologias por superimposição e sua influência sobre o VO_2 máx.
Rui Ângelo, Paulo Mourão, Alberto Carvalho e Carlos Carvalho.

Análise comparativa da evolução média intra-grupal (tabela 5 e 6)

Tabela 5: Valores de média e desvio padrão da frequência cardíaca obtida em cada patamar de esforço, comparando os valores de Pré-Pós teste referentes ao grupo de controlo.

Grupo de Controlo	(Bpm) Pré-teste		(Bpm) Pós-teste		Dif.	t	p
	Média	Dp	Média	Dp			
10w	99.8	17.41	96.2	13.80	3.60	0.34	0.75
50w	117.0	22.37	108.8	11.03	8.20	0.74	0.49
75w	129.8	26.22	121.6	12.89	8.20	0.57	0.59
100w	145.6	23.79	134.8	21.92	10.80	0.62	0.57
125w	159.4	19.89	149.8	23.44	9.60	0.62	0.57
150w	173.0	14.07	160.8	18.91	12.20	0.95	0.39
175w	184.0	8.00	161.3	12.50	22.67	1.95	0.19
200w	193.0	9.85	170.3	12.42	22.67	1.89	0.20
recuperação 2 min	145.7	15.90	140.5	9.00	5.25	0.44	0.69
recuperação 8 min	111.0	18.09	115.0	8.68	-4,00	-0.32	0.77

* - Existência de diferenças estatisticamente significativas para um $p < 0.05$

Tabela 6: Valores de média e desvio padrão da frequência cardíaca nos diferentes patamares, bem como as respectivas diferenças e os valores de t e p, nos dois momentos de avaliação do grupo de EENM.

EENM	(Bpm) Pré-teste		(Bpm) Pós-teste		Dif.	t	p
	Média	Dp	Média	Dp			
10w	105,0	18.80	85,0	15.24	20,00	3.77	0.02*
50w	124,0	22.04	115.8	17.27	8.20	2.16	0.09
75w	141.6	25.78	129.6	24.13	12,00	3.33	0.03*
100w	154.6	21.48	142,0	22.67	12.60	3.69	0.02*
125w	166.2	21.22	153.8	19.68	12.40	5.51	0.01*
150w	177.8	16.87	167,0	17.65	10.80	4.63	0.01*
175w	184.5	13.13	172.7	14.22	11.75	10.59	0.02*
200w	190.5	13.43	174.5	17.67	16,00	5.33	0.12
recuperação 2 min	152.6	19.37	136.6	11.69	16,00	4,01	0.02*
recuperação 8 min	110,0	15.47	105.2	11.45	4.80	1.72	0.16
VO_2 máx (ml. Kg ⁻¹ .min ⁻¹)	37.31	6.62	42.91	7.66	5.60	-8.22	0.01*

* - Existência de diferenças estatisticamente significativas para um $p < 0.05$.

Análise comparativa da evolução média inter-grupal (Tabela 7 e 8)





Tabela 8: Valores de média e desvio padrão da frequência cardíaca nos diferentes patamares, bem como as respectivas diferenças e os valores de t e p no pós-teste entre os dois grupos de estudo.

Pós-teste (Bpm)	Controlo		EENM		t	p
	Média	Dp	Média	Dp		
10w	96.2	13.8	85	15.24	1.21	0.26
50w	108.8	11.03	115.8	17.26	-0.76	0.47
75w	121.6	12.89	129.6	24.13	-0.65	0.53
100w	134.8	21.92	142	22.67	-0.51	0.62
125w	149.8	23.44	153.8	19.67	-0.29	0.78
150w	160.8	18.91	167	17.64	-0.53	0.61
175w	165	12.57	177.8	16.709	-1.26	0.25
200w	174.25	12.81	180.75	12.92	-0.72	0.51
recuperação 2 min	140.5	9.1	136.6	11.67	0.55	0.61
recuperação 8 min	115	8.67	105.2	11.45	1.41	0.21
VO ₂ máx (mL. Kg ⁻¹ .min ⁻¹)	45.65	11.45	42.92	7.66	0.44	0.67

* - Existência de diferenças estatisticamente significativas para um p<0.05.

Tabela 7: Valores de média e desvio padrão da frequência cardíaca nos diferentes patamares, bem como as

Pré-teste (Bpm)	Controlo		EENM		t	p
	Média	Dp	Média	Dp		
10w	99.8	17.41	105,0	18.8	-0.45	0.66
50w	117,0	22.37	124,0	22.04	-0.49	0.63
75w	129.8	26.22	141.6	25.68	-0.72	0.49
100w	145.6	23.78	154.6	21.48	-0.63	0.55
125w	159.4	19.89	166.2	21.22	-0.52	0.61
150w	173,0	14.07	177.8	16.87	-0.48	0.64
175w	181,0	8.86	184.5	13.12	-0.44	0.67
200w	193,0	9.84	190.5	13.43	0.24	0.82
recuperação 2 min	147.6	14.38	152.6	19.37	-0.46	0.65
recuperação 8 min	111.8	15.77	110,0	15.47	0.18	0.86
VO ₂ máx (mL. Kg ⁻¹ .min ⁻¹)	40.47	9.41	37.31	6.62	0.61	0.56

* - Existência de diferenças estatisticamente significativas para um p<0.05.





Discussão

A análise intra-grupal revelou a existência de evoluções positivas características na frequência cardíaca, inerente a cada um dos patamares de carga atribuídos ao longo do teste, em ambos os grupos. Estes resultados poderão ser comprovados pelos valores a eles associados, nos quais encontramos a nítida evidência de uma diminuição no número de batimentos cardíacos por minuto exigidos para a a superação da carga pertencente a cada um dos patamares avaliativos. Em concordância directa com estes dados, a confirmação intra-grupal das diferenças frequenciais cardíacas por patamar de trabalho em contraste com a relação inter-grupal, irá proporcionar uma referenciação concreta da evolução absoluta presente nas mesmas diferenças, essencialmente de carácter positivo em ambos os grupos, sendo estas mais pronunciadas nos patamares iniciais para o grupo de EENM e nos patamares finais para o grupo de controlo. Neste âmbito, será também uma evidência importante a evolução da capacidade de recuperação cardíaca, especialmente nos primeiros 2 a 8 minutos após o exercício. Deste modo verifica-se que o grupo assistido por EENM apresentou um índice de recuperação pós-treino consistente com um incremento na eficiência cardiovascular, possivelmente consistente com um superior grau de desenvolvimento vascular, alicerçado numa optimização da utilização máxima de Oxigénio por unidade de tempo ^{8,10}.

No que diz respeito à evolução grupal média ao longo do tempo, esta verificou-se na generalidade dos parâmetros, excepto no grupo de controlo para a recuperação após 8 minutos. No entanto verificamos que apenas o grupo assistido por EENM apresentou uma evolução estatisticamente significativa, bem como de magnitude superior (situação patente na análise das diferenças alcançadas por cada um dos grupos) quando em comparação com o grupo de controlo relativamente à diferença pré-pós teste. Todavia, esta

situação foi nitidamente superior para os patamares de carga iniciais, sendo depois gradualmente alterada ao longo da progressão da carga de trabalho. Deste modo o grupo de controlo verificou uma diminuição mais acentuada deste parâmetro essencialmente nos patamares finais do teste.

Em contraste o grupo que efectuou uma exercício resistente em simultâneo com electroestimulação usufruiu de um mesmo decréscimo porém neste caso apenas de forma acentuada nos patamares de carga iniciais. Sugere-se a eventual probabilidade acrescida correspondente à presença de possíveis componentes representativos de um elevado índice de fadiga muscular local, na medida em que muitos dos sujeitos poderiam não ter usufruído de suficiente tempo de recuperação entre a finalização do treino e o teste final propriamente dito. Este facto está já amplamente descrito na literatura, estando esta tipologia de fadiga profundamente baseada na percepção de um padrão de recrutamento distinto das unidades motoras em contracções de carácter involuntário ^{4,12,14,33}. Deste modo existe uma exponenciação da fadiga muscular local nas contracções solicitadas por EENM quando em comparação com as habituais contracções voluntárias ¹¹. Por outro lado este crescendo de fadiga local será avolumado também dadas as características intrínsecas da exercício resistente em cicloergómetro, na medida em que existirá uma avultada solicitação dos músculos anteriores da coxa, os quais serão responsáveis por uma elevada percentagem do rendimento neste tipo de movimentos. Como tal estes estarão superiormente predispostos a uma acumulação de fadiga de carácter periférico ou muscular local em detrimento de uma fadiga central ou cardiovascular ^[32]. Assim sendo, em termos metodológicos ao longo da aplicação do protocolo experimental o tempo de recuperação foi mantido nas 48h, estando incluído neste período um trabalho de recuperação activa.





Outra provável situação poderá estar relacionada com uma diminuída supercompensação, isto é, potencialmente poderia o estímulo de treino ainda não ser suficiente para o desenvolvimento efectivo de determinadas componentes musculares responsáveis pelo eficiente suporte das exigências propostas pelo teste seleccionado para a avaliação. Todavia estas questões sem dúvida carecem de superior esforço investigativo, procurando determinar de forma mais específica as possíveis interações do trabalho cardiovascular assistido por EENM sobre a evolução da potência máxima aeróbia.

Após a comparação efectuada entre as médias intra-grupais nos dois momentos avaliativos foi possível verificar que as evoluções verificadas no grupo assistido por EENM foram estatisticamente significativas, traduzindo decréscimos médios das frequências cardíacas para uma determinada carga relativa, as quais em algumas situações ascenderam a valores tão elevados como 16-20 batimentos por minuto (Tabela 6).

Poderemos assim verificar a existência real de uma tendência evolutiva significativa no grupo assistido por electroestimulação, a qual naturalmente se repercute no valor final estimado de $VO_{2máx}$, traduzindo para este grupo uma evolução absoluta de $5,6 \text{ ml} \cdot \text{Kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$, referente a uma magnitude percentual de 13,1% (quadro 6). Em contraste as diferenças médias encontradas no grupo de controlo, apesar de assumirem também magnitudes diferenciais elevadas registadas no $VO_{2máx}$ ($5,2 \text{ ml} \cdot \text{Kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$), estas não foram suficientemente representativas (11,3%), para uma atribuição de significado estatístico (Tabela 5). Neste âmbito será também de realçar que ambos os grupos obtiveram incrementos médios elevados na potência máxima aeróbia, sendo que estes se revelaram estatisticamente significativos no grupo de EENM e tendencialmente também no grupo de controlo existiu uma aproximação à

significância estatística, indiciando uma inerente efectividade em ambos os planos de teino para o desenvolvimento deste parâmetro, embora esta tenha sido mais evidente no grupo de EENM.

Em termos da comparação inter-grupal (tabelas 7 e 8), os resultados evidenciam que apesar das diferenças alcançadas pelo grupo assistido por EENM serem estatisticamente significativas na sua evolução ao longo do tempo, estas não serão suficientemente evidenciáveis para permitirem uma clara diferenciação das médias inter-grupais, na medida em que ambos os grupos se dirigiram no mesmo sentido progressivo o que consequentemente implicaria uma enorme magnitude evolutiva, para a ocorrência de um coerente afastamento entre as mesmas. O grupo de EENM concretizou através de uma evolução positiva, a obtenção no pós-teste de uma situação de aproximação bastante evidente ao grupo de controlo, evidenciando um carácter evolutivo de superior magnitude, principalmente enfatizado nos patamares iniciais. Neste sentido, seria de esperar a existência de uma evolução tendencial com o prolongamento da fase de treino, porém devido a questões de carácter metodológico e logístico tal não foi possível no presente estudo. Todavia não deixando de ser uma sugestão pertinente para trabalhos futuros.

Correspondência

Alberto Carvalho
Laboratório do Movimento Humano
Instituto Superior da Maia
Portugal.
acarvalho@ismai.pt.





Referências

1. Astrand PO, Rodahl K (1980): *Manuel de physiologie de l'exercice physique*. Paris: Ed. Masson.
2. Baum B, LiLi N. (2003): Lower Extremity Muscle Activities During Cycling are Influenced by Load and Frequency, *J Electrom Kines*. 13:181-190.
3. Blair S, Jackson A (2001): Physical Fitness and Activity as Separate Heart Disease Risk Factors: a Meta-analysis, *Med Sci Sport Exerc*. 33(5):762-764.
4. Boschetti G (2002): *Qué es la electroestimulación? Teoría, práctica e metodología de entrenamiento*. Barcelona: Editorial Paidotribo.
5. Bouchard C, Shephard R, Stevens T (1994): *Physical Activity, Fitness and Health - International Proceedings and Consensus Statement*, Champaign: Human Kinetics Publishers.
6. Bressel E, Heise D, Bachman G (1998): A Neuromuscular and Metabolic Comparison Between Forward and Reverse Pedaling, *J Appl Biomec*. 14: 401-411.
7. Brooks G, Fahey T, White T, Baldwin K (1999): *Exercise physiology – Human Bioenergetics and its application*. Boston: McGraw Hill.
8. Brown M, Jeal S, Bryant J, Gamble J (2001): Modifications of Microvascular Filtration Capacity in Human Limbs by Training and Electrical Stimulation. *Acta Physiol Scand*. 173: 359-368.
9. Caldwell G, Hagberg J, McCole S, LiLi N (1999): Lower Extremity Joint Moments During Uphill Cycling, *J Appl Biomec*. 15:166-181.
10. Chilibeck P, Bell G, Jeon J, Weiss C, Murdoch G, MacLean I, Ryan E, Burnham R (1999): Functional Electric Stimulation Exercise Increases GLUT-1 and GLUT-4 in Paralyzed Skeletal Muscle. *Metabolism*. 48(11): 1409-1413.
11. Chou I, Ding J, Wexler A, Binder-McCloud S (2005): Predicting Optimal Electrical Stimulation For Repetitive Human Muscle Activation, *J Electrom Kines*. 15: 300-309.
12. Cometti G (2000): *Los Métodos Modernos de Musculación*. (2 Ed) Barcelona: Editorial Paidotribo.
13. Enoka R (2002): *Neuromechanics of human movement*, (3 Ed) University of Colorado. Champaign: Human Kinetics, USA.
14. Hamada T, Kimura T, Moritani T (2004): Selective Fatigue of Fast Motor Units After Electrically Elicited Muscle Contractions, *J Electrom Kines* 14: 531-538.
15. Hug F, Decherchi P, Marqueste T e Jammes Y (2004): EMG Versus Oxygen Uptake During Cycling Exercise in Trained and Untrained Subjects. *J Electrom Kines*. 14: 187-195.
16. Jeukendrup A, Achten J (2002): Fatmax – A New Concept to Optimize Fat Oxidation During Exercise. *Europ J Sport Sci*. 1(5).
17. Lyons G, Leane G, Clarke-Moloney M, O'Brien J, Grace P (2004): An investigation of the Effect of Electrode Size and Electrode Location on Comfort During Stimulation of the Gastrocnemius Muscle. *Med Engin Phys*. 26: 873-878.
18. Mahler D, Froelicher V, Miller N, Cork T (2002): *Manual ACSM para la valorización y prescripción del ejercicio*. Barcelona: Editorial Paidotribo.
19. Mutton D, Scremin E, Barstow T, Scott M, Kunkel C, Cagle T (1997): Physiologic Responses During Functional Electrical Stimulation Leg Cycling and Hybrid Exercise in Spinal Cord Injured Subjects. *Arc Phys Med Rehab*. 78(7):8-22.
20. Neptune R, Kautz S, Hull M (1997): The Effect of Pedaling Rate on Coordination in Cycling, *J Appl Biomec*. 30(10): 1051-1058.
21. Neptune R, Hull M (1996): Methods for Determining Hip Movement in Seated Cycling and Their Effect on Kinematics and Kinetics, *J Appl Biomec*. 12: 493-507.
22. Nichols J, Martin A, Wallace B, Fuchs P (2001): *From Neuron to brain*, Boston: Sinauer.
23. Paffenbarger R, Blair S, Lee I, Hyde R





(1993): Measurement of Physical Activity to Assess Health Effects in Free-living Populations. *Med Sci Sport Exerc.* 25: 60-70.

24. Park S, Silva M (2004): Neuromuscular Electrical Stimulation Enhances Fracture Healing: Results of an Animal Model., *J Orthop Res.* 22: 382-387.

25. Pollard B (2004): Neuromuscular Monitoring, *Current Anaest & Crit Care.* 15: 383-391.

26. Pollock L, Gaesser G, Butcher J, Després J, Dishman R, Franklin B, Garber C (1998): The Recommended Quantity and Quality of Exercise for Developing and Maintaining Cardiorespiratory and Muscular Fitness, and Flexibility in Healthy Adults, *Med Sci Sports Exerc.* 30(6).

27. Raasch C, Zajac F, Ma B, Levine W (1997): Muscle Coordination of Maximum-Speed Pedaling. *J Biomech.* 30(6): 595-602.

28. Sarre G, Lepers R, Ballay Y, VanHoecke J (2004): Cadence, Power Output and Mechanical Torque During Pedaling, *J Hum Mov Stud.* 47: 133-142.

29. Savelberg H, VandePort I, Willems P (2003): Body Configuration in Cycling Affects Muscle Recruitment and Movement Pattern. *J Appl Biomech.* 19: 310-324.

30. Seeley R, Stephens T, Tate P (2001): *Anatomia e Fisiologia*, (3 Ed). Lisboa: Lusodidacta.

31. Sepulveda F, Granat M, Cliquet A (1997): Two Artificial Neural Systems For Generation of Gait Swing by Means of Neuromuscular Electrical Stimulation. *Med Engin Phys.* 19(1): 21-28.

32. Shephard R, Astrand P (2000): *The Encyclopaedia of Sports Medicine: Endurance In Sport*, Blackwell Scientific, International Olympic Comitee.

33. Siff e Verkoshansky (2002): *Superentrenamiento*. Barcelona: Editorial Paidotribo.

34. Strojnik V (1998): The Effects of Superimposed Electrical Stimulation of the Quadriceps Muscles on Performance in Different Motor

Tasks. *J Sports Med Phys Fit.* 38:194-200.

35. Tepavac D, Schwirtlich L (1997): Detection and Prediction of FES-Induced Fatigue. *J Eletrom Kines.* 7(1): 39-50.

36. Wheeler G, Andrews B, Lederer R, Davoodi R, Natho K, Weiss C, Jeon J, Bhambhani Y, Steadward R (2002): Functional Electric Stimulation-Assisted Rowing: Increasing Cardiovascular Fitness Through Functional Electric Stimulation Rowing Training in Persons With Spinal Cord Injury, *Arc Phys Med Rehab.* 83:1093-1099.

