

MESTRADO

SISTEMA DE *BIOFEEDBACK* PARA OTIMIZAÇÃO DE
MOVIMENTO DE MEMBROS SUPERIORES DE
CORREDORES COM PARALISIA CEREBRAL

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE CAMPINAS

FACULDADE DE ENGENHARIA ELÉTRICA E DE COMPUTAÇÃO

CAIO FERRAZ CRUZ

BANCA EXAMINADORA:

Prof. Dr. Antônio Augusto Fasolo Quevedo (orientador) (FEEC/Unicamp)

Prof. Dr. Edison Duarte (FEF/Unicamp)

Prof. Dr. José Wilson Magalhães Bassani (FEEC/Unicamp)

Prof^a. Dra. Vera Lúcia da Silveira Nantes Button (FEEC/Unicamp)

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA
BIBLIOTECA DA ÁREA DE ENGENHARIA - BAE - UNICAMP

C889s Cruz, Caio Ferraz
Sistema de *biofeedback* para otimização de movimento de membros superiores de corredores com paralisia cerebral / Caio Ferraz Cruz. -- Campinas, SP: [s.n.], 2003.

Orientador: Antônio Augusto Fasolo Quevedo.
Dissertação (mestrado) - Universidade Estadual de Campinas, Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação.

1. Sistemas de controle biológico. 2. Paralisia cerebral. 3. Corridas. 4. Membros superiores. I. Quevedo, Antônio Augusto Fasolo. II. Universidade Estadual de Campinas. Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação. III. Título.

RESUMO

Pessoas com paralisia cerebral (PC) espástica geralmente mantêm uma postura de extensão de membros inferiores e flexão de membros superiores, com rotação interna e adução de coxas e flexão de cotovelos, punhos e dedos, o que acarreta desvantagens durante a corrida: menor comprimento de passada, maior razão tempo de suporte / tempo de vôo, menor variação angular de quadril, menor variação angular de ombro e conseqüente menor velocidade. Os objetivos desta pesquisa foram: (1) testar um equipamento portátil de *biofeedback* auditivo binário para que corredores com PC espástica possam aumentar, durante a corrida, a aceleração do membro superior afetado; (2) verificar se a utilização freqüente do equipamento de *biofeedback* diminui a necessidade de correção do movimento e (3) verificar se o novo padrão de movimento aumenta a velocidade de corrida. Foram selecionados dois atletas do sexo masculino, hemiparéticos, classe 7 da Associação Internacional de Esporte e Recreação de Paralisia Cerebral (CP-ISRA). O equipamento de *biofeedback* é composto de: sensor de aceleração de membro superior (acelerômetro ADXL05, da *Analog Devices*); circuito eletrônico para recepção do sinal do sensor, comparação com o limiar determinado, disparo do sinal sonoro caso a aceleração esteja abaixo do limiar e contagem do número de disparos; fone de ouvido. Foram realizados dois testes semanais para cada sujeito em pista de atletismo de 400 m, medindo-se o número de disparos e o tempo de percurso: 800 m para o sujeito 1 e 400 m para o sujeito 2. O número de disparos do sujeito 1 variou bastante durante os 38 testes. Uma linha de tendência polinomial ($y = -0,0346x^2 + 1,5295x - 3,0452$) mostra que, após 22 testes (pico da parábola) aumentando a necessidade de *biofeedback*, o sujeito 1 aprendeu a correr com maior aceleração do membro superior afetado, diminuindo a necessidade de correção. Seu tempo de percurso apresentou uma tendência de queda (de 200s para 180s, de acordo com a linha de tendência $y = -0,5835x + 200,72$), mas não se pode afirmar que isto se deveu ao novo padrão de movimento, pois o tempo de percurso já estava em declínio enquanto havia aumento do número de disparos. O sujeito 2 apresentou pouca necessidade de correção e nenhum disparo na maioria dos testes ao longo do

experimento. Portanto, não mudou seu padrão de movimento com o uso do equipamento de *biofeedback*. Em relação ao tempo de percurso, embora tenha havido grande oscilação durante os 30 testes, houve uma tendência de queda (de 73s para 64s, de acordo com a linha de tendência $y = -0,2917x + 73,221$), o que não tem relação com o número de disparos e, portanto, deve ser consequência de outra variável.

Palavras-chave: *biofeedback*, controle motor, paralisia cerebral, corrida, membro superior.

ABSTRACT

People with spastic cerebral palsy (CP) generally keep a posture that involves lower limb extension and upper limb flexion, with internal rotation and adduction of thighs and flexion of elbows, wrists and fingers, which causes disadvantages during running: shorter stride length, greater support / non-support ratio, shorter hip angle, shorter shoulder angle and consequent less velocity. The purpose of this research was: (1) to test a portable device of auditory binary biofeedback for that runners with spastic CP could increase, during running, the affected upper limb acceleration; (2) to verify if the frequent use of the biofeedback device decreases the need of movement correction and (3) verify if the new movement pattern increases the running velocity. Two male athletes, hemiparetics, class 7 of the Cerebral Palsy International Sport and Recreation Association (CP-ISRA) were selected. The biofeedback device is formed by: upper limb acceleration sensor (accelerometer ADXL05, Analog Devices); electronic circuit for sensor's signal reception, comparison with the determined threshold, firing of sounding signal if the acceleration is under the threshold and counting of firing number; earphone. Two weekly trials for each subject in a 400 m athletic track were done. Two variables were measured: firing number and distance time (800 m for subject 1 and 400 m for subject 2). Firing number of subject 1 varied widely during 38 trials. A polynomial tendency line ($y = -0,0346x^2 + 1,5295x - 3,0452$) shows that, after 22 trials (parabola peak) increasing the biofeedback need, subject 1 learned to run with greater acceleration of affected upper limb, decreasing the

correction need. His distance time presented a fall tendency (from 200s to 180s, according to tendency line $y = -0,5835x + 200,72$), but one can not affirm that it was due to the new movement pattern, because the distance time was already in fall while there was increase in firing number. Subject 2 presented little correction need and no firing in most of trials along the experiment. Therefore, he did not change his movement pattern with the use of the device. Concerning distance time, although there was great oscillation during 30 trials, there was a fall tendency (from 73s to 64s, according to tendency line $y = -0,2917x + 73,221$), that is not related to firing number and should be consequence of another variable.

Key-words: biofeedback, motor control, cerebral palsy, running, upper limb.

Para Simone e Clara.

AGRADECIMENTOS

Aos atletas do Clube dos Paraplégicos de São Paulo (CPSP), que, voluntariamente, concordaram em participar da pesquisa.

Ao Centro Olímpico de Treinamento e Pesquisa, pelo espaço cedido para a realização dos experimentos.

A Wellington Luiz da Gama, por permitir a realização dos experimentos durante as sessões de treinamento dos atletas.

À Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior (CAPES), pela módica, embora imprescindível, bolsa de estudos concedida.

Aos professores, alunos e funcionários do Departamento de Engenharia Biomédica.

A Edison Duarte, pela oportunidade de realizar o Programa de Estágio Docente na Faculdade de Educação Física da Unicamp.

A Ivan Teixeira Cardoso, pelas oportunidades e pela confiança.

A Helena Maria Carvalho Ferraz, pela consultoria em química orgânica e pela leitura dos originais.

A Antônio Augusto Fasolo Quevedo, pela orientação paciente e pelo projeto e construção do equipamento utilizado na pesquisa.

ÍNDICE

RESUMO	i
ABSTRACT	ii
1. INTRODUÇÃO	1
1.1. Objetivos	2
2. REVISÃO DA LITERATURA	4
2.1. <i>Biofeedback</i>	4
2.1.1. Definições e aplicações	4
2.1.2. <i>Biofeedback</i> para controle do movimento humano	6
2.1.3. Exterocepção como <i>input</i> do movimento humano	9
2.2. Controle motor	11
2.3. Paralisia cerebral	16
2.3.1. Definições	16
2.3.2. Causas	18
2.3.3. Tipos e graus	18
2.3.4. Espasticidade	21
2.4. Esporte adaptado	23
2.4.1. Histórico recente e população com deficiência.....	24
2.4.2. Acesso da pessoa com deficiência à prática esportiva	25
2.4.3. Competições esportivas	26
2.4.4. Classificação esportiva do atleta com deficiência	28
2.5. Corrida	29
2.5.1. A corrida como forma de locomoção humana	29
2.5.2. Competições esportivas	31
2.5.3. Biomecânica da corrida	33
2.5.4. Função dos membros superiores na corrida	35
3. METODOLOGIA	39
3.1. Sujeitos	39
3.2. Instrumentação	40
3.3. Coleta de dados	46

4. RESULTADOS	49
5. DISCUSSÃO	51
6. CONCLUSÃO	56
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	58
ANEXO 1 - Organizações de esporte adaptado	65
ANEXO 2 - Paraolimpíadas	69
ANEXO 3 - Modalidades esportivas para paralisados cerebrais	70
ANEXO 4 - Recordes mundiais de provas de corrida	72
ANEXO 5 - Esquemático dos circuitos do equipamento	74
ANEXO 6 - Formulário de consentimento esclarecido	75
ANEXO 7 - Ficha de cadastro e experimentos.....	76
ANEXO 8 - Tabela de dados obtidos nos experimentos	77

1. INTRODUÇÃO

O esporte para pessoas com deficiência¹ tem crescido nos últimos anos, não só pela exposição na mídia do esporte-espetáculo – cujo maior exemplo no âmbito do esporte adaptado são as Paraolimpíadas –, mas também pela aparente maior valorização da pessoa com deficiência, que carregava (e ainda carrega) certo estigma, por ser considerada como alguém incapaz ou fora dos padrões culturalmente criados de normalidade. Cresce também este esporte adaptado devido ao desenvolvimento de metodologias de treinamento esportivo e de equipamentos especialmente desenvolvidos para melhorar o rendimento, como próteses de membros inferiores, que permitem que um amputado bilateral acima do joelho corra os cem metros rasos em menos de doze segundos, ou cadeiras de rodas leves e aerodinâmicas, que fazem um cadeirante terminar uma maratona em uma hora e meia.

A reabilitação pela atividade física iniciada depois das Guerras Mundiais (DePauw e Gavron, 1995) se beneficiou das pesquisas em engenharia e biomecânica, que buscavam desenvolver equipamentos cada vez mais adequados à prática esportiva. À guisa de exemplo, as cadeiras de rodas da década de 50 pesavam em torno de 20 kg, eram feitas de madeira e aço e eram desconfortáveis; hoje, as cadeiras de rodas são feitas sob medida, em alumínio ou fibra de carbono, diferem conforme a necessidade de cada modalidade esportiva e pesam menos de 10 kg.

As pesquisas e o desenvolvimento tecnológico no esporte adaptado priorizaram um segmento de pessoas com deficiências adquiridas de causa traumática, principalmente com lesão medular e amputação. Ainda são escassos os recursos tecnológicos voltados especificamente para atletas com paralisia cerebral.

Enquanto o enfoque tecnológico no esporte adaptado para pessoas com deficiência tem sido dado principalmente aos equipamentos e materiais que

¹ Deficiência: “toda perda ou anormalidade de uma estrutura ou função psicológica, fisiológica ou anatômica que gere incapacidade para o desempenho de atividade, dentro do padrão considerado normal para o ser humano.” (Brasil, 1999)

determinam diretamente a possibilidade da prática esportiva, como próteses e órteses, pouca ênfase se dá ao desenvolvimento de novos recursos tecnológicos que, indiretamente, poderiam melhorar o rendimento esportivo ao contribuir para a aprendizagem motora, geralmente dificultada em pessoas com deficiência (Cidade, Tavares e Ladewig, 2003). Uma valiosa ferramenta na aprendizagem e reaprendizagem motora de pessoas com deficiência é o *biofeedback*, que funciona evocando sistemas exteroceptivos que podem substituir sinais proprioceptivos inadequados, permitindo ao sistema nervoso central restabelecer malhas sensório-motoras apropriadas sob controle voluntário (Wolf e Binder-Macleod, 1989).

De acordo com o modelo de ciclo perceptivo-motor de Bueno e Resa (1995), pessoas com paralisia cerebral podem apresentar problemas de *input*, *output* e *feedback*. Para estas pessoas, o *biofeedback* tem sido usado com sucesso na reabilitação motora (Colborne, Wright e Naumann, 1994; De Bacher, 1989; Toner, Cook e Elder, 1998).

O tipo mais comum de paralisia cerebral – a espástica – geralmente causa extensão de membros inferiores e flexão de membros superiores (Cailliet, 1981; Rasch e Burke, 1977), com rotação interna das pernas e flexão de cotovelos, punhos e dedos (Fallon, 1995). Tal postura acarreta uma série de desvantagens durante a corrida em relação à pessoa sem deficiência: menor comprimento de passada, menor velocidade, maior razão tempo de suporte / tempo de vôo, menor variação angular de quadril (Davids, Bagley e Bryan, 1998; Pope et al., 1993) e menor variação angular de ombro (Pope et al., 1993).

1.1. Objetivos

Considerando que os membros superiores têm um papel importante na corrida, pois fornecem uma grande quantidade de impulso (transferência de força) e ajudam a aumentar o comprimento da passada (Jacoby, 1983), conseqüentemente aumentando a velocidade de corrida se não houver decréscimo da freqüência da passada, esta pesquisa tem como objetivos (1) testar um equipamento portátil de *biofeedback* auditivo binário para que corredores com paralisia cerebral espástica

possam aumentar, durante a corrida, a aceleração do membro superior afetado; (2) verificar se a utilização freqüente do equipamento de *biofeedback* diminui a necessidade de correção do movimento e (3) se o novo padrão de movimento aumenta a velocidade de corrida.

Duas hipóteses são levantadas: (1) a utilização freqüente do equipamento de *biofeedback* diminui a necessidade de correção do movimento, ou seja, o atleta aprende a correr com maior aceleração do membro superior afetado e (2) o novo padrão de movimento aumenta a velocidade de corrida.

2. REVISÃO DA LITERATURA

Ler é pensar com a cabeça dos outros. (Schopenhauer)

2.1. **Biofeedback**

2.1.1. Definições e aplicações

O termo inglês *feedback*, muito utilizado em Engenharia, pode ser traduzido como realimentação ou retroalimentação e refere-se à utilização, em um sistema, de um dado ou uma informação de saída (resposta) que vai modificar a informação de entrada, de forma a corrigir ou regular a resposta, fechando, através da alça de *feedback*, a chamada malha.

O acréscimo do prefixo “bio” remete à idéia da utilização desse sistema em seres vivos. De fato, *biofeedback* se refere ao processo de monitoração de eventos fisiológicos em seres humanos, geralmente por meio de equipamento eletrônico, e apresentação das informações na forma de sinais visuais ou auditivos, para que se aprenda a auto-regular a função fisiológica outrora involuntária (Basmajian, 1989; Okamoto, 1990; Bilodeau, 1969, apud Wolf, 1985). Por ser um termo bem conhecido e difundido, opta-se neste trabalho pela forma inglesa (*biofeedback*) em vez da portuguesa (bio-retroalimentação).

Para um bom funcionamento dos sistemas fisiológicos, é importante que as variáveis se mantenham dentro de determinados limites, mantendo a homeostase. O *feedback* negativo é o mecanismo que permite a correção das variáveis quando elas fogem de sua faixa normal de variação (figura 1). “O nível ideal de uma variável controlada é definido como seu ponto fixo. A variável controlada é monitorizada por sensores ou receptores que transmitem informação para um integrador que compara o sinal oriundo do sensor com o ponto fixo. Quaisquer desvios além da faixa admissível produzem um sinal de erro, quando o desvio é sentido pelo integrador. Surge um sinal de erro quando ocorre diferença entre o ponto fixo e o sinal indicado pelo sensor. A existência de um sinal de erro resulta na ativação de efetores que se opõem ao desvio do ponto fixo” (Schauf, Moffett e Moffett, 1993).

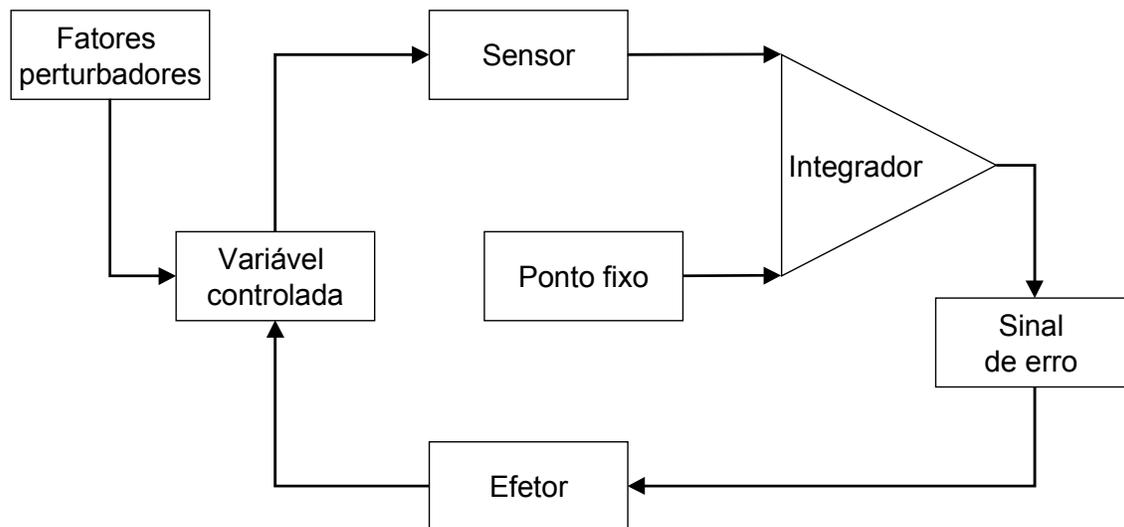


Figura 1. Esquema generalizado de *feedback* negativo. (Adaptado de Schauf, Moffett e Moffett, 1993)

Dentre as várias aplicações do *biofeedback*, destacam-se a reabilitação motora (fortalecimento de grupos musculares, melhora da coordenação intra e inter-muscular, redução de espasticidade), o treinamento esportivo, a reabilitação de lesões esportivas, o controle da frequência cardíaca, da pressão arterial e da irrigação sanguínea periférica, o controle emocional (ansiedade, estresse, medo, raiva etc.) (Basmajian, 1989; Sandweiss, 1985).

De acordo com Sandweiss (1985, p. 22), uma grande área de aplicações de pesquisa que promete muito em ciência do esporte é aquela que examina as maneiras como os movimentos esportivos podem ser medidos e “realimentados” à distância. O objetivo é realimentar informações dinâmicas durante o treinamento, de um modo livre de ruído de transmissão e independente da mudança de direção do corpo do atleta.

“Idéias precoces de utilizar campeões em diferentes esportes para desenvolver modelos com os quais outros atletas possam ser comparados não são provavelmente de grande valia. Embora análises de super-desempenhos desta maneira possam verter alguma luz sobre problemas que não são aparentes nos novatos, modelos para melhoria do desempenho atlético devem ser auto-gerados,”

(Sandweiss, 1985, p. 26) ou seja, os padrões de movimento de atletas de alto nível devem servir para definir os modelos de movimentos ótimos para o próprio atleta e não para outros atletas.

As vantagens do *biofeedback*, relatadas por Sandweiss (1985), são sua grande aceitação na comunidade médica, grande e crescente base de dados e publicações que atestam sua eficácia, tratamento de doenças onde não são aplicáveis medicamentos ou cirurgia, ausência de toxicidade e baixo custo/benefício.

Miller (1989, p. 9) relata que uma das vantagens do *biofeedback* é que ele permite que pequenas mudanças na direção correta sejam avisadas e recompensadas pelo sucesso, de maneira que elas gradualmente possam ser transformadas em mudanças maiores. O *biofeedback* deve ser especialmente efetivo naqueles casos onde as pessoas não podem perceber suas pequenas respostas corretas iniciais ou, mesmo, podem ter a percepção errada do que eles estão fazendo. Outra vantagem do *biofeedback* é que, fazendo-se com que os sinais precoces de pequeno progresso sejam notados, pode-se encorajar e motivar as pessoas, aliviando seu senso de desamparo. Em vez de fazer algo pela pessoa, ele a ensina a fazer algo por ela mesma, aumentando sua confiança, ou o que tem sido chamado de auto-eficácia.

No entanto, Miller (1989) faz um alerta: “Certos experimentos em *biofeedback* são relativamente irrelevantes para terapia porque usam um curto período de treinamento.”

2.1.2. *Biofeedback* para controle do movimento humano

Feedback para restauração do movimento ou função muscular são mais claramente eficazes que *feedback* projetados para monitorar outros processos fisiológicos, como frequência cardíaca ou fluxo sanguíneo periférico (Wolf, 1985, p. 163). Talvez isto explique o interesse de pesquisadores de áreas como Engenharia de Reabilitação, Educação Física, Biomecânica e Fisioterapia por temas concernentes a *feedback* no movimento humano.

Meira Jr. (2000), em seu artigo de revisão sobre *feedback* e aprendizagem motora, define *feedback* como as informações que o executante recebe de fontes

externas (extrínseco ou aumentado) e de fontes internas (intrínseco ou inerente), durante ou depois do movimento. As fontes externas podem ser um equipamento (*display*, vídeo, monitor, alto-falante, fone) ou uma pessoa (professor, técnico, pesquisador). As fontes internas são os sentidos (visão, audição, propriocepção, tato) do executante. A função do *feedback* extrínseco é de facilitar o alcance do objetivo e motivar o aprendiz.

Um sistema de *biofeedback* para controle do movimento humano pode se valer de alguns dos métodos utilizados pela Biomecânica, que, segundo Winter (1990), Amadio (1989, apud Amadio, 2000) e Baumann (1995, apud Amadio, 2000), são: eletromiografia, cinemetria, dinamometria e antropometria. Descrevem-se a seguir apenas os três primeiros métodos, já que o quarto, antropometria, não mede grandezas que podem ser modificadas pelo controle voluntário do usuário do sistema de *biofeedback*.

1) Eletromiografia:

“Eletromiografia é o estudo da função muscular através da detecção do sinal elétrico que os músculos emanam” (Basmajian e De Luca, 1985). Em reabilitação física, *feedback* muscular ou eletromiográfico é o mais freqüentemente empregado. *Feedback* muscular se refere ao uso de instrumentação desenhada para traduzir informação sobre a contratilidade muscular proveniente dos sensores ou eletrodos colocados dentro do músculo ou na superfície da pele sobre o músculo. A quantidade de *feedback* visual ou auditivo é diretamente proporcional à magnitude de contração que é sentida ou captada pelos eletrodos e amplificada (Wolf, 1985, p. 160).

O *feedback* eletromiográfico tem sido usado com sucesso para melhorar o comprimento da passada, a velocidade e a simetria da marcha de pacientes de acidente vascular cerebral (AVC) (Colborne, Olney e Griffin, 1993) e de crianças com hemiplegia espástica decorrente de paralisia cerebral (Colborne, Wright e Naumann, 1994), para ensinar pacientes de AVC a aumentar a atividade de músculos paréticos (Burnside, Tobias e Bursill, 1982, apud Bate e Matyas, 1992) durante o movimento, reduzir a atividade de músculos espásticos em repouso (Harrison, 1975, apud Bate e Matyas, 1992), reduzir reações associadas (Kleinman et al., 1975, apud Bate e

Matyas, 1992) e treinar inibição da atividade indesejada dos antagonistas durante estiramento passivo (De Bacher, 1989).

2) Cinemetria:

Este tipo de feedback controla os parâmetros cinemáticos do movimento, como posição, orientação, velocidade e aceleração de um corpo ou de seus segmentos, utilizando equipamentos como câmaras de vídeo, goniômetros e acelerômetros.

Feedback de posição articular é realizado com o uso de goniômetros (do grego gony: joelho (Bueno, 1986)) para monitorar atividade articular e prover uma pista visual ou auditiva que é proporcional à quantidade de movimento. Para obter tal informação, a base do goniômetro contém um potenciômetro rotacional, que é um resistor elétrico rotacional, formando assim o que se chama de eletrogoniômetro (elgon). Esse potenciômetro é alinhado ao eixo primário do movimento da articulação. Os braços do goniômetro se movem de acordo com o movimento da articulação. Desde que estes braços estejam fixados ao potenciômetro, ele irá rodar quando um braço do goniômetro se mover. Esta rotação causa uma mudança na voltagem de saída do potenciômetro quando a resistência interna é alterada. Esta mudança de voltagem causa uma diferença proporcional no *feedback* auditivo ou visual. Assim como os dispositivos de *feedback* eletromiográfico, instrumentos de *feedback* de posição podem ser projetados para incluir um detector de nível de maneira que o *feedback* seja fornecido somente quando o movimento por um determinado número de graus é alcançado (Wolf, 1985, p. 161).

Um instrumento que tem recebido pouca atenção, mas que pode ter, segundo Wolf (1985, p. 172), excelente potencial para melhorar a fluidez do movimento, é o acelerômetro. Um acelerômetro fornece um sinal de voltagem proporcional à primeira derivada da velocidade, a aceleração. Mudanças na velocidade quando um segmento de um membro é movido de um ponto a outro são representadas como mudança de voltagem na saída do acelerômetro. “O potencial de se usar este instrumento para *feedback* durante competições atléticas, ou para avaliar movimentos específicos, posição e assim por diante, é ilimitado” (Id. Ibid., p. 174).

3) Dinamometria:

Feedback de força se refere ao fornecimento de sinal visual ou auditivo que é proporcional à quantidade de peso que é sustentado por um membro. Geralmente, usa-se uma plataforma de força ou um transdutor inserido no sapato e, à medida que o peso é exercido no membro, é gerado um sinal proporcional à quantidade de força (Id. Ibid., p. 174).

2.1.3. Exterocepção como *input* do movimento humano

Os sensores dos sistemas de *feedback* do corpo humano são as terminações nervosas sensitivas (receptores), que, estimuladas por uma forma específica de energia (calor, luz, pressão etc.), originam potenciais de ação que são conduzidos por nervos aferentes ao sistema nervoso central (SNC) e atingem áreas específicas do cérebro, onde são interpretados, resultando diferentes formas de sensibilidade (Machado, 1993). Os receptores sensoriais funcionam, portanto, como transdutores, convertendo uma forma de energia em outra, a fim de fornecer informações ao sistema sobre seu estado e seu ambiente (Enoka, 1994).

Os receptores podem ser classificados de várias maneiras, de acordo com sua morfologia (terminações nervosas livres e terminações encapsuladas), função (quimiorreceptores, osmorreceptores, fotorreceptores, termorreceptores, nociceptores e mecanorreceptores) e localização (interoceptores, proprioceptores e exteroceptores) (Machado, 1993; Enoka, 1994). A classificação que interessa aqui é quanto à localização, pois o *biofeedback* funciona evocando sistemas exteroceptivos que podem substituir sinais proprioceptivos inadequados, permitindo ao sistema nervoso central restabelecer malhas sensório-motoras apropriadas sob o controle voluntário da pessoa (Wolf e Binder-Macleod, 1989). A seguir, descrevem-se os tipos de receptores de acordo com sua localização.

Os interoceptores localizam-se nas vísceras e nos vasos e originam sensações viscerais, como a fome, a sede e o prazer sexual, e também fornecem informações inconscientes, como teor de O₂, pressão osmótica do sangue e pressão arterial (Machado, 1993, p.107-108).

Os proprioceptores localizam-se nos músculos, tendões, ligamentos e cápsulas articulares (Machado, 1993, p.107) e são responsáveis pela sensação de posição e movimento de uma parte do corpo em relação a outra (Rothwell, 1994, p.86). A propriocepção consciente depende principalmente de dois tipos de proprioceptores: os fusos neuromusculares, que detectam o grau de estiramento dos músculos estriados esqueléticos, e os órgãos tendinosos de Golgi (OTG), que detectam a tensão exercida pelos músculos em suas inserções tendinosas nos ossos (Machado, 1993, p.104-107).

Os exteroceptores localizam-se na superfície do corpo e detectam variáveis como luz, calor, tato, pressão, dor e som. Portanto, sentidos como a visão, a audição e o tato e, ainda, os termorreceptores e barorreceptores cutâneos constituem a chamada exterocepção.

Os sinais exteroceptivos utilizados pelo *biofeedback* podem ser de dois tipos: visuais e auditivos. O *feedback* visual é geralmente dado por um contador (analógico ou digital) ou um “*display*” gráfico gerado por computador. Os equipamentos de *feedback* auditivo são geralmente projetados para que a frequência do som varie com a atividade monitorada. Por exemplo, num sistema de *biofeedback* eletromiográfico, a maior atividade mioelétrica pode ser indicada por som de maior frequência (mais agudo). Algumas vezes a taxa de repetição de um “clique” é usada para *feedback* auditivo.

Outro método de fornecimento de *feedback* simplesmente avisa a pessoa se um dado nível de atividade está acima ou abaixo do limiar estipulado. O chamado *feedback* binário, opção metodológica desta pesquisa, é freqüentemente usado para fornecer informação quando determinada atividade está fora dos padrões estabelecidos. Desse modo, tal sinal pode ser usado para indicar necessidade de correção. “O *feedback* auditivo binário é fácil de interpretar e não depende de observação visual de um *display* que impõe limitações direcionais. Neste paradigma, o *feedback* é dado para ‘erros de desempenho’ e o objetivo de treinamento a curto prazo é não receber *feedback* durante a atividade” (Sandweiss, 1985, p. 27).

Wolf e Binder-Macleod (1989, p.21) afirmam que “o *feedback* auditivo sobre atividade motora deve ser importante e talvez mais fácil de processar que sinais de

feedback visual. Pacientes em treinamento de *feedback* eletromiográfico freqüentemente abandonarão o *feedback* visual em favor de olhar seus membros enquanto ouvem os sinais auditivos.”

2.2. Controle motor

O sistema nervoso pode ser comparado a um computador. A vasta quantidade de informação de *feedback* é analisada e processada em inúmeros centros computacionais que detectam padrões, comparam dados de entrada com outros armazenados, e avaliam os resultados. Uma das principais diferenças entre o cérebro e um computador é que o cérebro é capaz de muitas computações em muitos diferentes locais simultaneamente. O cérebro não executa programas seqüenciais de instruções como um computador, mas, ao contrário, ele executa simultaneamente muitos processos em paralelo (Ariel, 1985).

“Cada neurônio no cérebro é essencialmente um computador analógico executando adições complexas, integrações, diferenciações e operações não-lineares em variáveis de entrada que podem variar de uma a algumas centenas de milhares. O cérebro é um dispositivo digital somente para aquelas informações que são codificadas para transmissão de um neurônio para outro por longas linhas de transmissão, chamadas axônios, por modulação de freqüência ou de fase de pulso. Quando estes sinais codificados em pulso alcançam seus destinos, eles são reconvertidos em voltagens analógicas que ocorrem nos dendritos e corpos celulares dos neurônios receptores” (Id. Ibid., p. 116).

Quevedo (2000, p. 43) define controle motor como “o conjunto de tarefas realizadas pelo sistema nervoso com o objetivo de realizar os movimentos corporais da maneira mais eficiente possível, sendo que o conceito de eficiência é adaptável ao contexto no qual o indivíduo está inserido.”

Gallahue e Ozmun (2001) consideram o controle motor um aspecto do aprendizado e do desenvolvimento que lida com o estudo de tarefas isoladas em condições específicas.

Um dos principais desafios da área do controle motor, segundo Almeida (1999), é saber como o sistema nervoso integra e coordena processamentos não lineares em vários níveis de organização (molecular e muscular) gerando ações motoras lineares. Este autor acredita que a explicação de como o sistema nervoso controla a execução do movimento ainda continua sem resposta.

Por ser muito complexa e variada a estrutura biológica geradora do movimento humano, alguns autores preferem tratar o sistema nervoso como uma “caixa preta”. Outros - chamados organicistas - argumentam que, apesar da complexidade do sistema biológico, uma teoria sobre controle dos movimentos deveria estar fundamentada nos conhecimentos sobre os mecanismos biológicos envolvidos na execução dos movimentos (Almeida, 1999).

O modelo da “caixa preta” pressupõe que não é necessário conhecer o que se passa em seu interior (mecanismos biológicos), mas apenas o que entra na caixa (informações sensoriais) e o que sai dela (movimento).

A primeira pessoa a considerar o sistema de controle motor como uma “caixa preta” foi Bernstein (Latash, 1993). A “caixa preta” teria uma estrutura interna virtualmente desconhecida, que controlaria um mecanismo efetor de múltiplos elos e graus de liberdade. A entrada (*input*) é modulada dando diferentes instruções aos sujeitos, mudando as condições ambientais da execução da tarefa, ou ambos; a saída (*output*) é monitorada como cinemática dos movimentos.

Bernstein chegou às seguintes conclusões acerca do controle motor (Latash, 1993):

1. O sistema de controle deve representar uma hierarquia de alguns níveis.
2. Deve haver alças de *feedback* ligando os níveis inferiores aos superiores, usadas para ajustar os comandos descendentes.
3. Os atrasos de tempo (*delays*) inevitáveis nas alças de *feedback* exigem combinação de *feedback* e modos vaticinadores de alça aberta de controle.
4. O número de graus de liberdade num sistema de controle motor é sempre excessivo e o processo de controle pode ser considerado como se sobrepondo à ambigüidade causada por graus redundantes de liberdade (o problema de Bernstein).

Há diversos modelos de sistemas de controle motor, como o apresentado na figura 2, que levam em conta os níveis de hierarquia, as estruturas anatômicas, as conexões entre elas e as alças de *feedback*. Latash (1993, p. 5) alerta que “os modelos de controle motor não devem ser baseados diretamente em achados anatômicos porque a presença de conexão anatômica por si não diz nada sobre sua possível importância funcional, e a ausência de ligação anatômica direta não prova independência funcional.”

Durante a execução de um movimento podem ocorrer pequenas perturbações, que são facilmente corrigíveis por alças curtas de *feedback*. Quando há perturbações maiores no movimento, devido a mudanças ambientais ou dificuldade de execução, alças de *feedback* mais longas são necessárias para que se corrija o movimento em níveis de controle mais altos. As alças de níveis mais baixos são simples e rápidas. As alças de níveis mais altos são mais sofisticadas e lentas. Quanto mais baixo for o nível, menor é o atraso (Ariel, 1985).

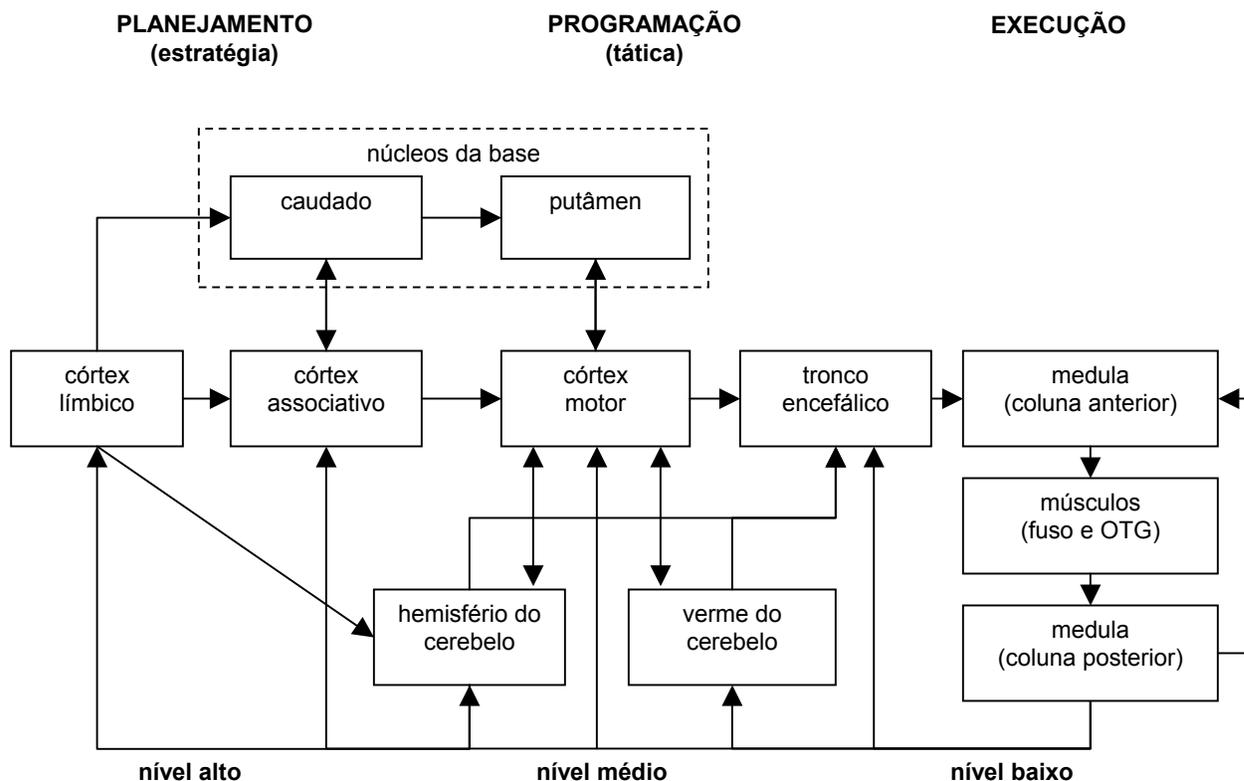


Figura 2. Modelo de organização das estruturas envolvidas no controle motor (Adaptado de Brooks, 1986; Wolf e Binder-Macleod, 1989).

Na figura 2, podem-se notar diferentes circuitos nervosos, desde os mais simples, que ocorrem em apenas um nível e, portanto, com alça curta de *feedback* e pequena latência, como reflexos medulares, até os mais complexos, que demandam vários níveis de processamento e alças de *feedback* mais longas, como o planejamento e a execução de uma ação voluntária nunca antes realizada.

Há um grupo de reações motoras que estão entre os reflexos musculares e os movimentos voluntários, chamadas reações pré-programadas, que podem ocorrer em diferentes níveis da hierarquia motora (Latash, 1993). Perturbações súbitas de algum segmento corporal, dependendo da instrução dada ao sujeito, produzem tais reações em latências excedentes àquelas do reflexo de estiramento monossináptico, mas menores que tempos de reação voluntários.

Qualquer tarefa motora está sempre associada a compensações pré-programadas de cargas e descargas inesperadas. A magnitude da reação pré-programada pode ser gerada de acordo com a experiência prévia do sujeito (Latash, 1993).

A experiência motora também é fundamental para a memória motora. Nas áreas sensorial e de associação sensorial do córtex, memórias de diferentes padrões motores são estabelecidas. Estes padrões são freqüentemente referidos como “engramas sensoriais”. Para iniciar um movimento com sucesso, precisa-se apenas ativar um engrama e a cadeia de eventos que leva à ativação do sistema motor é iniciada. Sistemas proprioceptivos são capazes de ativar engramas sensoriais diretamente ou pelas vias cerebelares. Uma vez que o padrão apropriado foi aprendido pelo córtex sensorial, o engrama memorial pode ser usado para iniciar respostas motoras que levam ao desempenho de um mesmo padrão seqüencial toda vez que for invocado (Wolf e Binder-Macleod, 1989).

“... o sistema nervoso aprende a executar as tarefas motoras repetitivas, o que provavelmente envolve modificações mais ou menos estáveis em circuitos nervosos. Admite-se que o cerebelo participa desse processo através das fibras olivo-cerebelares, que chegam ao córtex cerebelar como fibras trepadeiras e fazem sinapses diretamente com as células de Purkinje, em resposta aos impulsos que elas

recebem do sistema de fibras musgosas e paralelas. Tal ação parece ser muito importante para a aprendizagem motora” (Machado, 1993, p. 226).

Aprendizagem motora significa uma alteração relativamente constante no comportamento motor em função da prática ou de experiências passadas (Gallahue e Ozmun, 2001).

Atletas bem treinados aprenderam, por meio de inúmeras repetições de movimentos durante o treinamento, a controlar e corrigir esses movimentos com alças curtas de *feedback*, de forma rápida e precisa, para que seu desempenho esportivo fique o mais próximo possível do ideal ou do objetivo visado. A aprendizagem motora diminui a necessidade de correção constante do movimento em níveis mais altos da cadeia de controle motor, à medida que automatiza os movimentos aprendidos e praticados com regularidade.

O velho ditado “a prática leva à perfeição” poderia ser traduzido para a linguagem do controle motor como: o processo de aprendizagem motora pela repetição freqüente de movimentos baseados num padrão causa uma diminuição da necessidade de alças maiores de *feedback* e um aumento da velocidade de correção de eventuais desvios do movimento, de maneira que os valores das variáveis biomecânicas das repetições do movimento se aproximam cada vez mais do padrão.

“Um princípio básico da aprendizagem motora é que quanto mais específica a informação e quanto mais rápido ela é fornecida ao indivíduo, maior é o aprendizado (ou reaprendizado)” (Wolf, 1985, p. 164).

Como sinônimo de aprendizagem motora, Zakharov (1992) utiliza o termo “hábito motor”, que define como “o nível de domínio da ação motora em que se verifica a participação mínima da consciência”, i.e., o movimento é automático. Um bom exemplo deste automatismo são as modalidades esportivas cíclicas, como natação, ciclismo e corrida. O hábito motor se caracteriza por alta rapidez da ação motora, estabilidade dos resultados, estabilidade em relação aos fatores perturbadores e alta solidez de recordação, ou seja, ele se mantém durante um período prolongado, até durante anos (Zakharov, 1992).

As pesquisas em controle motor têm contribuído muito para a compreensão de estratégias motoras adotadas por pessoas com algum problema neurológico, como

mal de Parkinson, lesão medular, acidente vascular cerebral, esclerose múltipla e paralisia cerebral. Qualquer deficit neurológico pode afetar o controle motor, por problemas no planejamento dos movimentos ou na avaliação dos fatores externos que podem interferir na ação, com a conseqüente adaptação da estratégia motora (Quevedo, 2000).

O modelo de ciclo perceptivo-motor de Bueno e Resa (1995) permite compreender porque as pessoas com deficiência – independente de ser uma deficiência física – apresentam deficit motor. Dependendo do tipo de deficiência, a falha ocorrerá em uma ou mais das seguintes etapas do ciclo:

- Informação sensorial / *input*. Problemas: visual, auditivo, cinestésico ou cognitivo.
- Processamento central ou tomada de decisão. Problemas: cognitivo ou alterações neurológicas.
- Resposta motora / *output*. Problemas: orgânico, cognitivo, ortopédico, falta de aptidão física ou falta de coordenação motora.
- *Feedback*. Problemas: visual, auditivo, neurológico ou cognitivo.

É interessante notar que problemas de cognição podem acarretar falha em todas as etapas do ciclo. Portanto, por este modelo, um deficiente mental apresentaria, inevitavelmente, algum deficit motor.

Alguns desses problemas podem ser superados ou compensados, dependendo da área lesionada, da extensão da lesão e da idade em que ocorreu, graças à plasticidade do sistema nervoso central (SNC). É possível que a plasticidade do sistema nervoso possa permitir aprender a usar vias alternativas que contornem o tecido lesado (Miller, 1989). O SNC humano parece ter uma segunda estratégia integrativa para aprendizagem, reaprendizagem, armazenagem e recordação, o que causa uma contribuição essencial da plasticidade funcional seguida à lesão do SNC (Schalow e Zach, 2000).

2.3. Paralisia cerebral

2.3.1. Definições

Sherrill, Mushett e Jones (1988) definem paralisia cerebral (PC) como um conjunto de condições neuromusculares, causada por lesão em uma área (ou áreas) do cérebro que controla e coordena tônus muscular, reflexos e ação. A paralisia cerebral não é hereditária, contagiosa ou progressiva e pode ocorrer desde o período gestacional até os seis anos de idade. Stedman (1979) prefere uma definição mais simples: “defeito da capacidade motora e de coordenação relacionado com lesão no cérebro.” A rigor, a paralisia cerebral deveria ser denominada paralisia encefálica, pois há a possibilidade de acometimento de outras áreas do encéfalo, como o cerebelo, por exemplo. Cabe ressaltar aqui que encéfalo é a parte do sistema nervoso central (SNC) localizada dentro da região do crânio conhecida como crânio neural (Dangelo e Fattini, 1984; Machado, 1993). A palavra encéfalo, de origem grega, significa dentro (en) da cabeça (kefalé) (Reading Greek, 1978; Bechara, 1982). O encéfalo é constituído por tronco encefálico, cerebelo e cérebro, este último ocupando 80% do encéfalo (Machado, 1993).

Ao se fazer uma análise radical do termo paralisia cerebral, verifica-se que não é o cérebro – tampouco o encéfalo – que se encontra paralisado, ou seja, carente de movimentos, acinético. Mesmo porque o cérebro é um órgão que não se movimenta, mas que controla os movimentos. Dessa forma, a paralisia ocorre não no cérebro, mas em alguma parte do sistema músculo-esquelético controlada pela área encefálica lesada.

Apesar da paralisia cerebral comprometer primariamente a função motora, manifestando-se como “uma perda ou dano do controle sobre a musculatura estriada” (Porretta, 1995, p.167), pode ocorrer também alteração mental, visual, auditiva, da linguagem e do comportamento (Kavamoto, 2002). Estima-se que 88% da população com paralisia cerebral tenham três ou mais deficiências (Thompson et al., 1983, apud Sherrill, Mushett e Jones, 1988). Não há correspondência entre os graus de comprometimento mental e motor. Porém, a prevalência de dificuldade de aprendizado parece ser alta (Thompson et al., 1983, apud Sherrill, Mushett e Jones, 1988).

Um dado relevante para esta pesquisa é a estimativa de que 6 a 16% da população com paralisia cerebral são surdos (Thompson et al., 1983, apud Sherrill,

Mushett e Jones, 1988) e a incidência maior é naquelas pessoas com atetose (tipo de PC descrita no item 2.3.3.), particularmente aquelas causadas por rubéola ou incompatibilidade de fator Rh (Bleck e Nagel, 1982, apud Sherrill, Mushett e Jones, 1988).

2.3.2. Causas

A paralisia cerebral pode ser causada por vários fatores, antes, durante ou após o parto (Sherrill, Mushett e Jones, 1988; Kavamoto, 2002):

a) Antes do parto (causas pré-natais): infecções maternas, como rubéola, sífilis, listeriose, citomegalovirose, toxoplasmose e AIDS; uso de drogas, tabagismo, álcool; desnutrição materna; alterações cardio-circulatórias maternas; pré-maturidade; incompatibilidade sangüínea de fator Rh (eritroblastose fetal).

b) Durante o parto (causas peri-natais): anoxia (falta de oxigênio no cérebro), hemorragias intracranianas (trauma obstétrico).

c) Após o parto (causas pós-natais): traumatismo crânio-encefálico, meningite, convulsões, desnutrição, envenenamento, hidrocefalia.

2.3.3. Tipos e graus

Os tipos de paralisia cerebral podem ser classificados de acordo com o envolvimento muscular, as áreas do corpo afetadas (Duarte e Araújo, 2002; Sherrill, Mushett e Jones, 1988) ou ainda o grau de comprometimento do quadro (leve, moderado e severo) (Duarte e Araújo, 2002).

A classificação segundo o envolvimento muscular é a seguinte:

a) Espástica

A maioria (70%) das pessoas com PC apresenta este tipo, que é caracterizado por hiper-reflexia (aumento dos reflexos) e hipertonia (aumento do tônus muscular²) (Sherrill, Mushett e Jones, 1988), resultante de dano nas áreas motoras do cérebro (Porretta, 1995). A espasticidade ocorre nos músculos antigravitacionais, ou seja,

² Tônus muscular: “um nome errado dado à sensação de resistência experimentada por um examinador quando ele tenta mover um segmento de membro de outra pessoa ou pressionar o ventre muscular” (Latash, 1998, p. 261).

músculos flexores dos membros superiores e músculos extensores dos membros inferiores (Cailliet, 1981; Rasch e Burke, 1977). Já Rothwell (1994, p.196) considera que a paralisia espástica não ocorre somente nos músculos antigravitacionais, mas é maior nos flexores que nos extensores do braço e maior nos extensores que nos flexores da perna. A postura característica envolve rotação interna das pernas e flexão de cotovelos, punhos e dedos (Fallon, 1995). Porretta (1995) relata que há flexão e rotação interna de quadris, flexão de joelhos e flexão plantar dos pés, o que causa a chamada “marcha em tesoura”. Com estreita base de suporte, pessoas com “marcha em tesoura” geralmente têm problemas de equilíbrio e atividades de locomoção.

“A atividade eletromiográfica das unidades motoras do membro afetado em repouso não difere daquela de um membro normal, mas, se uma tentativa é feita para mover o membro, observa-se uma atividade exagerada da unidade motora” (Rasch e Burke, 1977), o que comprova a ocorrência de reflexos de estiramento exacerbados. Outra alteração dos reflexos é evidenciada pela presença do sinal de Babinski³.

Por ser uma característica muito comum na paralisia cerebral, a espasticidade será apresentada mais detalhadamente no sub-item 2.3.4.

b) Coréia

A pessoa apresenta movimentos rápidos, grosseiros, sem finalidade e com distribuição variável, comprometendo a face, o que a leva a fazer “caretas” involuntárias (Duarte e Araújo, 2002).

c) Atetóide

Causada por lesão no putâmen, um núcleo da base (Rothwell, 1994, p.497), a atetose está presente em 20 a 30% dos indivíduos com PC. Frequentemente estes movimentos aumentam com emoção e estresse. Rothwell (1994, p.496) caracteriza a atetose como “movimentos distais retorcidos dos dedos, geralmente acompanhado por movimentos lentos similares da língua.” A postura característica é adução de

³ Sinal de Babinski: reflexo de flexão dorsal do hálux quando se estimula a pele na região plantar, em decorrência de lesão dos tractos córtico-espinhais. A resposta reflexa normal seria a flexão plantar do hálux (Machado, 1993).

ombro, flexão parcial de cotovelo e punho com hiperextensão dos dedos. O tônus muscular tende a oscilar entre hipertonia e hipotonia, afetando músculos que controlam a cabeça, o pescoço, os membros e o tronco. Outras características são: protrusão de língua, caretas, problemas de controle de salivação, dificuldade em realizar movimentos de precisão, hiper-lordose lombar, afasia e dificuldade de articulação (Porretta, 1995).

d) Atáxica

Causada por lesão no cerebelo, a ataxia ocorre em 10% das pessoas com PC (Porretta, 1995). As características são pouco equilíbrio, baixa coordenação entre mão e olho (Fallon, 1995), larga base de sustentação durante a marcha, nistagmo, fraqueza e dificuldade para movimentos rápidos e finos.

e) Mista

Raramente o indivíduo com PC apresenta uma das três formas anteriores isoladas. A mais comum é a espástico-atetóide e a menos freqüente é a atáxico-atetóide (Sherrill, Mushett e Jones, 1988).

Quanto à classificação topográfica da paralisia cerebral, as áreas corporais podem ser afetadas parcialmente, havendo diminuição da força muscular (paresia), ou totalmente, quando não há movimento, devido à ausência de força (paralisia ou plegia) (Machado, 1993, p.205).

Classificação segundo a área corporal afetada:

- a) Tetraplegia ou tetraparesia - envolvimento muscular de todos os quatro membros e tronco.
- b) Triplegia ou triparesia - envolvimento muscular de três membros e tronco.
- c) Diplegia ou diparesia - as duas extremidades inferiores são bem mais comprometidas que as superiores.
- d) Paraplegia ou paraparesia - forma suave de diplegia, com mínimo envolvimento das extremidades superiores.
- e) Hemiplegia ou hemiparesia - envolve um membro inferior e o membro superior ipsi-lateral.
- f) Monoplegia ou monoparesia - uma extremidade envolvida.

2.3.4. Espasticidade

Um dos sintomas que ocorrem freqüentemente na paralisia cerebral é a espasticidade, causada pela síndrome do neurônio motor superior, que ocorre também em outras desordens do Sistema Nervoso Central, como trauma encefálico, acidente vascular cerebral (AVC), lesão de medula espinhal e esclerose múltipla, cujas lesões localizam-se “nas áreas motoras do córtex cerebral ou nas vias motoras descendentes, em especial no tracto córtico-espinhal” (Machado, 1993, p. 206).

Espasticidade é definida por Latash (1998, p. 261) como “um complexo de sintomas associados a interrupção da transmissão ao longo dos tractos espinhais descendentes; envolve espasmos⁴ descontrolados, tônus muscular aumentado e reflexos musculares aumentados ao estiramento com uma pronunciada componente velocidade-dependente.” Há contração indesejada dos músculos que agem como antagonistas (Bate e Matyas, 1992), pois não há inibição recíproca do antagonista pela contração do agonista, mas, ao contrário, há uma co-contração (Cailliet, 1981; Rasch e Burke, 1977).

A espasticidade está associada a um deficit nos mecanismos inibitórios espinhais, incluindo tanto inibição pós-sináptica quanto pré-sináptica. Isto acarreta, segundo Latash (1998, p. 215) mudanças típicas nos reflexos musculares, tais como exacerbação ou ausência de reflexos monossinápticos, incluindo o reflexo H⁵.

Uma das maneiras pelas quais a espasticidade é identificada clinicamente é por estimativa da resistência oferecida por um músculo ao estiramento passivo em várias velocidades. Resistência anormalmente alta é atribuída em parte à hiperatividade do músculo (Bate e Matyas, 1992).

Para quantificar a espasticidade são usadas duas escalas (Latash, 1998, p. 216): a escala de Ashworth, que descreve o grau de resistência muscular ao movimento passivo, e a escala de espasmo, que descreve a freqüência dos espasmos, sua duração e seu caráter geral ou local. A seguir encontram-se as duas

⁴ Espasmo: “contração súbita e involuntária dos músculos.” (Bueno, 1986, p.444)

⁵ Reflexo H (reflexo de Hoffman): "reflexo monossináptico induzido por uma estimulação elétrica do nervo muscular" (Latash, 1998, p.258).

escalas, que são subjetivas e refletem a impressão geral do examinador sobre o estado da pessoa que apresenta espasticidade.

GRAU	DESCRIÇÃO DO TÔNUS MUSCULAR
1	Nenhum aumento no tônus.
2	Leve aumento no tônus, dando uma “prendida” quando o segmento afetado é movido em flexão ou extensão.
3	Aumento mais marcado do tônus, mas o segmento afetado é facilmente flexionado e estendido.
4	Aumento considerável do tônus; movimento passivo é difícil.
5	A parte afetada é rígida em flexão ou extensão.

Tabela 1. Escala de Ashworth. (Adaptada de Latash, 1998)

GRAU	FREQÜÊNCIA DE ESPASMOS
0	Sem espasmos.
1	Espasmos suaves induzidos por estimulação.
2	Espasmos amplos e raros ocorrendo menos de uma vez por hora.
3	Espasmos mais freqüentes que um por hora.
4	Espasmos mais freqüentes que dez vezes por hora.

Tabela 2. Escala de espasmo. (Adaptada de Latash, 1998)

Há alguns métodos de tratamento da espasticidade, dentre eles:

- a) Reeducação muscular por meio de *biofeedback* eletromiográfico: ajuda a relaxar os antagonistas espásticos (De Bacher, 1989; Cailliet, 1981).
- b) Bloqueio com fenol dos axônios dos neurônios motores gama, que inervam os fusos musculares: leva a uma diminuição do estado de ativação dos fusos e, conseqüentemente, a uma diminuição do reflexo de estiramento (Khalili e Betts, 1967, apud De Bacher, 1989).
- c) Cirurgia ortopédica para alongamento de tendão: reduz o grau de estiramento do músculo (Caldwell e Braun, 1974, apud De Bacher, 1989).

d) Neurectomia dos nervos motores: diminui espasmos musculares (Adams et al., 1985).

Além destes, um método eficiente de tratamento da espasticidade foi desenvolvido recentemente por um neurocirurgião estadunidense, Richard Penn (Latash, 1998, p. 217). O método consiste em liberar uma droga, baclofen⁶, diretamente no espaço epidural, por uma bomba controlada eletronicamente, que é implantada sob a pele e conectada ao canal vertebral por um catéter. O baclofen, agonista de um neurotransmissor inibitório do Sistema Nervoso Central – o ácido *gama*-aminobutírico (GABA) –, reduz espasmos e reflexos exagerados.

2.4. Esporte adaptado

Segundo Araújo (1998), esporte adaptado significa “a adaptação de um esporte já de conhecimento da população. (...) A modalidade permanece na sua essência, mas é adaptada ao praticante”. Winnick (1995) define esporte adaptado como “experiências esportivas modificadas ou especialmente designadas para suprir as necessidades especiais de indivíduos”. Como exemplo de modalidade esportiva modificada, há o basquete em cadeira de rodas, que utiliza quase todas as regras do basquete convencional, mas os jogadores se locomovem em cadeiras de rodas em vez de em pé.

Um exemplo de modalidade especialmente criada para deficientes visuais é o *goalball*, que é original em suas regras e não foi modificado a partir de uma modalidade já existente.

O esporte adaptado – e outros termos, como atividade física adaptada, educação física adaptada, atividade motora adaptada – não se refere exclusivamente

⁶ BACLOFEN: sigla de *Butiric Amino Acid Chloro Phenyl*, análogo lipossolúvel do ácido *gama*-aminobutírico (GABA). Foi descrito em 1968 pelo laboratório Ciba-Geigy. Os laboratórios farmacêuticos têm o hábito de registrar seus produtos com siglas que, nem sempre, apresentam uma correlação óbvia com o nome da substância. Neste caso, optou-se, provavelmente, por uma grafia mais “fonética” (BACLOFEN) em vez do esperado “BACHLOPHEN”. Os nomes corretos podem ser: Ácido 3-(4'-cloro-fenil)-4-amino butírico ou Ácido *beta*-(para-clorofenil)-*gama*-amino butírico. Sua fórmula é: H₂N-CH₂-CH (para-Cl-C₆H₄)-CH₂-COOH. Fonte: Prof^a. Dr^a. Helena Maria Carvalho Ferraz, do Instituto de Química da Universidade de São Paulo.

a tais práticas para a pessoa portadora de deficiência⁷, aqui chamada de pessoa com deficiência por razões de preferência semântica. Tais termos referem-se a manifestações da cultura corporal⁸ de pessoas com necessidades especiais⁹.

2.4.1. Histórico recente e população com deficiência

O século XX foi um período de reforma social, guerra e preocupação crescente com as pessoas com deficiência, especialmente nos campos da educação, da psicologia e da medicina. A busca por quantificação e classificação das deficiências levou à criação de testes psicológicos e de inteligência, como o conhecido QI (DePauw e Gavron, 1995). Em decorrência das Guerras Mundiais, as deficiências sensoriais (visual e auditiva) e física tornaram-se mais comuns e talvez por isso um pouco mais aceitas na sociedade.

A partir da segunda metade do século XX, movimentos sociais que exigiam igualdade de oportunidades obtiveram importantes conquistas para as pessoas com deficiência, sobretudo nas áreas jurídica, educacional, trabalhista e esportiva. Aos poucos, a sociedade tem se tornado mais acessível às pessoas com deficiência, por meio de leis, como as que garantem o acesso ao trabalho (Fonseca, 2000), do desenvolvimento de *software* e *hardware* (Baranauskas e Mantoan, 2000), do aumento do número de organizações esportivas e de publicações especializadas.

A Organização Mundial de Saúde (OMS) estima que 10% da população mundial possuem algum tipo de deficiência. Só este dado já seria suficiente para considerar a importância, do ponto de vista econômico, dessa parcela significativa da

⁷ “O termo pessoa portadora de deficiência (PPD) identifica aquele indivíduo que, devido a seus deficits físicos ou mentais, não está em pleno gozo da capacidade de satisfazer, por si mesmo, de forma total ou parcial, suas necessidades vitais e sociais, como faria um ser humano normal” (ONU, 1975).

⁸ “...cultura corporal pode também ser vista autonomamente, como uma sub-cultura, um segmento definido da realidade cultural – o domínio dos valores e padrões das atividades físicas, dentre as quais destacamos as atividades institucionalizadas, como o esporte, a dança, o jogo e a ginástica” (Betti, 1993).

⁹ “Portador de Necessidades Especiais (PNE): termo amplo que inclui as pessoas obesas, idosas, autistas, superdotadas, com dificuldade de aprendizagem, insuficiências orgânicas, problemas de conduta, distúrbio de atenção com hiperatividade, distúrbio obsessivo compulsivo, distúrbios emocionais e transtornos mentais, além da pessoa portadora de deficiência em sentido estrito.

população. Esta parcela é ainda maior no Brasil. O Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE) detectou, em seu Censo 2000, que 14,5% da população brasileira – aproximadamente 24,5 milhões de pessoas – apresentam algum tipo de incapacidade ou deficiência. Deste total de casos declarados, 8,3% possuem deficiência mental, 4,1% deficiência física, 22,9% deficiência motora, 48,1% deficiência visual e 16,7% deficiência auditiva (Brasil, 2002). Ao contrário do censo anterior, o IBGE utilizou como critério o conceito ampliado de deficiência, que inclui diversos graus de incapacidade de enxergar, ouvir e locomover-se, e que é compatível com a Classificação Internacional de Funcionalidade, Incapacidade e Saúde (CIF) divulgada, em 2001, pela OMS.

Outra novidade do Censo 2000 é que há uma separação de dois grupos de deficiência – física e motora –, que tradicionalmente são classificadas sob um mesmo nome: deficiência física. O IBGE definiu deficiência física como “falta de um membro ou parte dele” e deficiência motora como “incapacidade de caminhar ou subir escadas”, conceito que poderia ser ampliado se se considerar a deficiência motora como uma deficiência de mobilidade, independente da área corporal onde se situa. Por exemplo, uma paralisia de um braço é uma deficiência motora e não acarreta “incapacidade de caminhar ou subir escadas”.

2.4.2. Acesso da pessoa com deficiência à prática esportiva

Apesar do aumento da acessibilidade¹⁰ notado nos últimos anos (Quevedo, Oliveira e Mantoan, 2000), ainda é limitado o acesso da pessoa com deficiência à prática esportiva, por uma série de razões. Muitas das barreiras que existem para as pessoas com deficiência são semelhantes às aquelas experimentadas pelas mulheres (Grimes e French, 1987, apud DePauw e Gavron, 1995) e outros grupos marginalizados (Karwas e DePauw, 1990, apud DePauw e Gavron, 1995). Elas incluem: falta de programas esportivos organizados, falta de experiências prévias informais no esporte, falta de modelos, falta de acesso a treinadores e programas de

Recomenda-se a sua não utilização para designar pessoas portadoras de deficiência” (Ministério Público do Trabalho, 2002).

treinamento, falta de locais acessíveis, falta de informação, falta de equipamento apropriado, fatores psicológicos e sociológicos, custo, distância e transporte (DePauw e Gavron, 1995).

A despeito de todas estas dificuldades, inúmeras iniciativas têm sido tomadas em todo o mundo para que as pessoas com alguma deficiência não se sintam incapazes de exercer seus direitos, como liberdade de ir e vir, liberdade de expressão, acesso à informação, à educação, ao trabalho e ao lazer. Afinal, são parte integrante de uma sociedade onde todas as pessoas são iguais perante a lei, mas são “de natureza biológica diferente e socialmente desiguais” (Carmo, 2002).

Atualmente, há várias organizações de esporte adaptado, como clubes, associações e federações, que reúnem atletas de todas as deficiências, classificados por deficiência e por grau de habilidade. O anexo 1 traz uma série destas organizações.

2.4.3. Competições esportivas

Os surdos foram as primeiras pessoas com deficiência incluídas em atividades esportivas, o que ocorreu no fim do século XIX, na Europa e nos Estados Unidos (DePauw e Gavron, 1995). A primeira competição internacional formal aconteceu em Paris, em 1924, e foi chamada de Jogos do Silêncio (*Silent Games*).

O esporte adaptado teve um maior desenvolvimento depois da Segunda Guerra Mundial, como meio de reabilitação das pessoas feridas na guerra, principalmente daquelas com lesão medular ou amputação (Adams et al., 1985; Araújo, 1998). Em 1944, o médico alemão de origem judaica, exilado na Inglaterra, Sir Ludwig Gutmann, foi convidado pelo governo inglês para fundar o centro de reabilitação para soldados com lesões medulares, no Hospital de Stoke Mandeville, próximo à cidade de Aylesbury (Araújo, 1998). Os estudos deste centro contribuíram para o aumento da expectativa de vida de lesados medulares. Antes disso, 80% dessas pessoas morriam na primeira semana após a alta hospitalar, devido a complicações decorrentes de infecções urinárias, escaras de decúbito e infecções

¹⁰ “Condição pela qual o indivíduo, independentemente de suas habilidades e competências, pode interagir plena e adequadamente com o meio em que vive, superando as dificuldades impostas por restrições de mobilidade, comunicação, educação ou cultura” (Quevedo, Oliveira e Mantoan, 2000).

respiratórias e generalizadas (Santos, 1989, apud Araújo, 1998). Em 1945, o Dr. Gutmann iniciou um programa de esporte em cadeira de rodas e em um ano de trabalho “conseguiu preparar seis paraplégicos para o mercado de trabalho e reconheceu que as atividades esportivas, como ocupação terapêutica, eram importantes na reabilitação psicossocial de pessoas com deficiência, deu-lhes a oportunidade de competir, não só no esporte como em todos os campos sociais” (Super Ação, 1988, apud Araújo, 1998).

Em 1948, ocorreram os primeiros Jogos de Stoke Mandeville, ao mesmo tempo em que eram realizadas as Olimpíadas de Londres. Posteriormente, os Jogos de Stoke Mandeville passaram a ser anuais e internacionais. Em 1960, foram realizados em Roma, imediatamente após o encerramento dos Jogos Olímpicos, e passaram a se chamar *Paralympics* (Paraolimpíadas). Ao contrário do que se possa imaginar, Paraolimpíadas não significa “Olimpíadas para paraplégicos”. O prefixo *para*, de origem grega, significa “ao lado de” (Reading Greek, 1978) e dá a idéia de um evento paralelo às Olimpíadas.

Desde 1960, realizam-se as Paraolimpíadas a cada quatro anos e, desde 1988, no mesmo local das Olimpíadas (vide anexo 2). Os atletas com paralisia cerebral participam das Paraolimpíadas desde 1980.

A última Paraolimpíada – décima primeira e maior de todas – foi realizada em Sydney, Austrália, de 18 a 29 de outubro de 2000. Dela participaram 3843 atletas de 123 países, competindo em 18 modalidades esportivas (International Paralympic Committee, 2002). A delegação brasileira, composta por 65 atletas, conquistou 22 medalhas, sendo 6 de ouro, 10 de prata e 6 de bronze, resultado superior ao da delegação dos atletas sem deficiência. Isso mostra o crescimento que tem ocorrido no esporte adaptado.

A primeira competição internacional para paralisados cerebrais ocorreu na França, em 1968, organizada pelo subcomitê de esporte e lazer da Sociedade Internacional de Paralisia Cerebral (ICPS). Este subcomitê deu origem à Associação Internacional de Esporte e Recreação de Paralisia Cerebral (*Cerebral Palsy International Sport and Recreation Association* – CP-ISRA) (DePauw e Gavron, 1995).

Desde 1989, ocorrem a cada quatro anos, na cidade de Nottingham, Inglaterra, os Jogos Mundiais para paralisados cerebrais, organizados pela CP-ISRA. Os últimos Jogos Mundiais ocorreram de 20 a 29 de julho de 2001. Participaram cerca de mil atletas de 44 países, competindo em sete modalidades esportivas. O Brasil foi representado por 35 atletas, nas seguintes modalidades: atletismo, halterofilismo, tênis de mesa, natação e futebol. Os brasileiros conquistaram 18 medalhas, sendo sete de ouro, sete de prata e quatro de bronze. (Jornal Viver, 2001).

Atualmente, os atletas com paralisia cerebral podem participar da maioria das modalidades esportivas, bastando apenas que sejam feitas as adaptações necessárias. As modalidades disponíveis estão listadas no anexo 3.

2.4.4. Classificação esportiva do atleta com deficiência

A grande variedade de tipos e graus de deficiência tornou necessário o agrupamento de atletas em níveis, de maneira que eles possam competir em condições de igualdade.

O primeiro tipo de classificação esportiva para atletas com deficiência foi o sistema de classificação médica desenvolvido na década de 1940, época do início do esporte adaptado na Inglaterra. Esta classificação era baseada no nível de lesão medular e visava permitir a competição entre atletas que tivessem semelhantes graus de dificuldade. Até o começo da década de 1990, o sistema de classificação médica era hegemônico (DePauw e Gavron, 1995).

Outros sistemas de classificação foram desenvolvidos, baseados no perfil funcional do atleta, que é avaliado pelo que ele pode e não pode fazer numa modalidade específica. Desse modo, a classificação enfatiza mais a habilidade e menos a deficiência. Este sistema de classificação funcional foi usado pela primeira vez nas Paraolimpíadas de Barcelona, em 1992 (Depauw e Gavron, 1995).

Para o atletismo, foi apresentado um sistema funcional onde cada tipo de deficiência seria identificado por uma dezena. Começando pelos deficientes visuais, para as provas de pista teriam a identificação T (do inglês *track*: pista), seguido das dezenas 10, 11 ou 12 e para as provas de campo teriam a identificação F (do inglês

field: campo), seguido das dezenas 10, 11 ou 12. As dezenas 20 identificam os deficientes mentais, as dezenas 30 os paralisados cerebrais, as dezenas 40 os amputados e as dezenas 50 outros deficientes físicos (Vieira, 2002).

A classificação do atleta com paralisia cerebral é feita da seguinte maneira: os atletas são colocados numa classe específica seguindo-se dois procedimentos. No primeiro, um perfil funcional é estabelecido pela observação e questionamento relativo às atividades de vida diária da pessoa. O segundo procedimento envolve a mensuração de velocidade, precisão e faixa de movimento para função dos membros superiores e tronco e, para atletas que andam, a contribuição dos membros inferiores (Porretta, 1995).

A Associação Internacional de Esporte e Recreação de Paralisia Cerebral (CP-ISRA, 1990) e a Associação Atlética de Paralisia Cerebral dos Estados Unidos (*United States Cerebral Palsy Athletic Association*, 2002) classificam em oito níveis, de acordo com as habilidades motoras, os atletas de modalidades individuais, como atletismo, natação e ciclismo. Encontra-se na página seguinte a tabela 3, com as habilidades motoras dos atletas de cada nível (ou classe).

2.5. Corrida

2.5.1. A corrida como forma de locomoção humana

Locomoção é definida por Bueno (1986) como “ação ou efeito de andar ou de se transportar de um lugar para outro”. Note-se que locomoção e deslocamento são formadas pelo mesmo radical latino *locus*, que quer dizer lugar, local, posição, situação (Faria, 1992). Portanto, locomoção ou deslocamento significam mover-se de posição ou sair do lugar. A maneira mais antiga que o homem conhece de sair do lugar é andar. Perdão. Convém lembrar que antes do homem ser homem ele era bebê e como tal se valia de outros meios para sair do lugar, como rolar, arrastar-se e engatinhar. Mas, se este bebê tinha pais que andavam, esbarra-se no velho dilema da gênese do ovo e da galinha. A intenção aqui não é divagar, mas definir locomoção e suas formas.

CLASSE	HABILIDADES MOTORAS
1	Envolvimento severo em todos os membros; controle de tronco limitado; pouca força funcional nas extremidades superiores, necessitando freqüentemente do uso de cadeira de rodas elétrica.
2	Tetraplegia severa a moderada, normalmente apto a mover cadeira de rodas bem devagar com os braços ou empurrando com os pés; pouca força funcional e severos problemas de controle nas extremidades superiores.
3	Tetraplegia moderada, força funcional regular e moderados problemas de controle na extremidade superior e torso; usa cadeira de rodas.
4	Membros inferiores têm envolvimento moderado a severo; boa força funcional e problema de controle mínimo nas extremidades superiores e torso; usa cadeira de rodas.
5	Boa força funcional e problema de controle mínimo nas extremidades superiores; pode andar com ou sem auxílio de órteses.
6	Tetraplegia moderada; anda sem auxílio, pois o envolvimento é maior nas extremidades superiores; problemas de equilíbrio quando correndo ou arremessando.
7	Hemiplegia moderada a mínima; boa habilidade funcional no lado não afetado; anda e corre com claudicação visível.
8	Minimamente afetado; pode ter pequenos problemas de coordenação; apto a correr e saltar livremente; tem bom equilíbrio.

Tabela 3. Classificação esportiva do atleta PC, de acordo com a CP-ISRA e a USCPAA.

Andar, correr e saltar são as formas básicas de locomoção humana. Há outras que dependem tão somente do corpo humano, como nadar, e aquelas que dependem de máquinas, sejam movidas pela energia humana (pedalar, patinar, esqui) ou por outras fontes de energia (andar de carro, voar de avião).

O andar, também chamado de marcha ou caminhada, apresenta algumas peculiaridades:

- a) Tri-dimensionalidade: Os movimentos da marcha ocorrem nos três planos: sagital, frontal e transversal. Apesar do plano sagital ser provavelmente o mais importante, pois é onde a maioria dos movimentos acontece, há certas patologias em que outro plano (por exemplo, o frontal, no caso da dor bilateral de quadril) proveria informações mais relevantes (Vaughan et al., 1992).
- b) Ciclicidade: Cada pé se move periodicamente de uma posição de suporte para outra (Vaughan et al., 1992).
- c) Fase de duplo apoio: Há uma fase do ciclo de marcha em que os dois pés se encontram em contato com o solo (Amadio, 1996).

A corrida pode ser considerada uma variação da marcha, diferenciando-se pela maior velocidade e por não apresentar uma fase de duplo apoio (ambos os pés no chão) e sim uma fase sem sustentação (nenhum pé no chão) (Amadio, 1996). Por isso, a corrida é também descrita como uma série de saltos (Rasch e Burke, 1977).

Apesar de ser um dos animais corredores mais lentos, o homem é melhor capacitado para a corrida que para o salto, pois seu índice crural – relação entre os comprimentos de perna e de coxa – é relativamente baixo (Rasch e Burke, 1977).

A habilidade de correr, de grande importância para a sobrevivência da espécie, está presente em muitas manifestações do movimento humano, principalmente nas atividades esportivas.

2.5.2. Competições esportivas

A corrida se enquadra na modalidade esportiva chamada atletismo, da qual também fazem parte os saltos (em altura, em distância, triplo e com vara), os lançamentos (de dardo, de disco e de martelo), o arremesso (de peso), a marcha atlética (10 km para mulheres, 20 km e 50 km para homens) e as provas combinadas

(decatlo para homens e heptatlo para mulheres). Considerado “o esporte de base”, o atletismo sempre foi a grande atração e a mais importante competição dos Jogos Olímpicos da era moderna, a partir de 1896, em Atenas, Grécia. Mesmo antes da reinvenção dos jogos pelo Barão Pierre de Coubertin, as habilidades motoras básicas – correr, saltar e lançar – já eram postas à prova em competições como os jogos da Grécia antiga.

Atualmente fazem parte do programa olímpico vinte e sete provas de atletismo, dentre elas catorze provas de corrida, listadas a seguir:

- 100 m
- 100 m com barreiras
- 110 m com barreiras
- 200 m
- 400 m
- 400 m com barreiras
- 800 m
- 1.500 m
- 3.000 m com obstáculos
- 5.000 m
- 10.000 m
- maratona (42.195 m)
- revezamento 4 x 100 m
- revezamento 4 x 400 m

Todas estas provas são disputadas em versões masculina e feminina, exceto os 100 m com barreira, só para mulheres, os 110 m com barreira, só para homens e os 3.000 m com obstáculos, só para homens. Os recordes mundiais das provas masculinas estão no anexo 4.

Há ainda outras provas de corrida, que não são olímpicas, como os 60 m rasos, a milha (1609,32 m) e as provas de *cross-country* (4 km e 12 km para homens e 4 km e 8 km para mulheres). Porém, as mais populares são as corridas de rua, que atraem um grande número de atletas amadores. As distâncias mais comuns são 5 km, 10 km, 15 km, meia-maratona (21,1 km) e maratona.

As corridas são classificadas quanto a sua distância em corridas de velocidade, meio-fundo e fundo. As corridas de velocidade abrangem as provas até 400 m. “A partir de 800 m, ocorrem as corridas de meio-fundo e fundo, todas em pista, exceto a maratona, que apenas tem a saída e a chegada na pista e o resto em circuito urbano” (Ballesteros e Álvarez, 1980). As provas de meio-fundo são os 800 m e os 1.500 m e as provas de fundo são os 5.000 m, os 10.000 m e a maratona (Schmolinsky, 1992; Fernandes, 1979). O Comitê Olímpico Internacional (COI) classifica as provas de 800 m e 1.500 m como “meia-distância”. Os 3.000 m com obstáculos são geralmente classificados como fundo.

2.5.3. Biomecânica da corrida

O objetivo do atleta numa prova de corrida é percorrer uma determinada distância no menor tempo possível, ou seja, obter a máxima velocidade média para aquela distância. A velocidade média do atleta pode ser dada pela razão entre a distância percorrida e o tempo gasto para percorrê-la, ou ainda pelo produto de dois fatores: comprimento de passada e frequência de passada. Pode-se concluir que para o aumento da velocidade (e conseqüente diminuição do tempo) deve-se realizar um aumento num fator sem provocar no outro um decréscimo correspondente (Hay, 1981).

A frequência de passada (ou cadência de passada) é o número de passadas dadas em um determinado intervalo de tempo.

O comprimento de passada pode ser dividido em três distâncias distintas (Hay, 1981):

1. Distância de impulsão: distância horizontal entre o centro de gravidade e os dedos do pé, no instante em que este deixa o solo. A distância de impulsão depende do comprimento das pernas, da amplitude de movimento da articulação do quadril e da posição do corpo. Em relação à posição do corpo, pode haver variável distância, pois quanto menor o ângulo do corpo em relação ao solo (maior inclinação), maior a distância de impulsão e conseqüente aumento da passada.

2. Distância de vôo: distância horizontal percorrida pelo centro de gravidade enquanto o atleta está no ar. A fase de vôo depende de fatores que regem o vôo de projéteis: velocidade, ângulo e altura de partida, além da resistência do ar.
3. Distância de chegada ao solo: distância horizontal entre os dedos do pé de comando e o centro de gravidade, no instante em que o pé toca o solo. A distância de chegada ao solo é a que menos contribui para o aumento do comprimento da passada. A extensão da perna dianteira no final da passada não é eficaz, pois, apesar de aumentar a passada, reduz a velocidade das passadas posteriores, já que causa uma reação para trás. Este recurso é geralmente utilizado na última passada para reduzir a velocidade no fim de uma prova.

Por ser a corrida uma atividade de movimentos cíclicos, a análise biomecânica de apenas um ciclo pode ser considerada para toda a corrida, desde que seja feita em velocidade constante e que não haja grandes variações intra-sujeito. O ciclo de corrida pode ser dividido em três fases, que correspondem às três distâncias do comprimento de passada descrito anteriormente (Hay, 1981):

1. Fase de apoio (correspondente à distância de chegada ao solo): começa com o pé tocando o solo e termina quando o centro de gravidade do atleta o ultrapassa.
2. Fase de propulsão (correspondente à distância de impulsão): começa quando a fase de apoio termina e acaba quando o pé deixa o solo.
3. Fase de recuperação (correspondente à distância de vôo): quando o pé está fora do solo e está sendo levado à frente para tocar novamente o solo.

Conforme a distância da corrida passa além dos 400 m (a corrida de velocidade mais longa), o comprimento de passada e a frequência de passada são reduzidos, assim como a amplitude da maioria das articulações: quadris, joelhos, tornozelos, ombros e cotovelos. Há um aumento da rotação torácica na altura dos ombros, como reação à rotação dos quadris. Com a redução da resistência do ar e da força de reação horizontal ao solo, diminui a inclinação do tronco para frente.

A análise das variáveis biomecânicas da corrida geralmente se dá em apenas um dos lados do sujeito experimental, pois uma característica da corrida é a simetria bilateral. O que ocorre, portanto, é uma extrapolação dos resultados da análise de um dos lados para o outro lado. No caso de pessoas com paralisia cerebral, a

análise biomecânica deve ser realizada em ambos os lados, pois há uma assimetria que caracteriza seus padrões de movimento (Pope et al., 1993). Baseados nisto, Pope et al. (1993) realizaram uma pesquisa sobre as variáveis biomecânicas da corrida de velocidade em atletas com paralisia cerebral, investigando as variáveis cinemáticas lineares, angulares e temporais de atletas das classes 6, 7 e 8 e, ainda, separando-os conforme o lado afetado: direita, esquerda ou lados igualmente afetados. Concluíram que os atletas com paralisia cerebral diferem dos atletas sem deficiência em termos das variáveis biomecânicas relatadas na literatura, pois aqueles apresentam menor comprimento de passada, menor comprimento de passo, maior frequência de passo, menor velocidade horizontal média, deslocamento vertical dentro da faixa normal dos atletas sem deficiência, maior razão tempo de suporte / tempo de vôo, menor ângulo de tronco em relação à horizontal, menor variação angular de quadril, variação angular de joelho dentro da faixa normal dos sem deficiência.

Davids, Bagley e Bryan (1998), fazendo uma pesquisa comparativa de parâmetros cinemáticos e cinéticos da marcha e da corrida entre crianças com paralisia cerebral espástica e crianças sem deficiência, chegaram a resultados semelhantes aos de Pope et al. (1993): durante a corrida, as crianças com paralisia cerebral apresentaram menor comprimento de passada, maior frequência de passo, menor velocidade, maior razão entre fase de suporte e fase de apoio, menor tempo de vôo, menor variação angular de quadril, menor variação angular de joelho e menor variação angular de tornozelo.

2.5.4. Função dos membros superiores na corrida

Talvez por ser menos evidente a participação dos membros superiores na corrida, tem sido atribuída a eles uma função secundária e menos importante que a função dos membros inferiores. Apesar da primeira referência literária ao balanço do braço ser bem antiga – foi feita por Aristóteles –, são escassos os relatos na literatura da biomecânica sobre os membros superiores e seu papel na corrida (Cavanagh, 1990).

Os movimentos nas articulações do ombro e do cotovelo são importantes durante a corrida para equilibrar o corpo (Hubbard, 1939, apud Pope et al., 1993; James e Brubaker, 1972, apud Pope et al., 1993; Tetreault e Tetreault, 1988); impedir a rotação indesejada de tronco (Atwater, 1983, apud Pope et al., 1993; Cooper e Glassow, 1976, apud Pope et al., 1993; Jacoby, 1983); ajudar a elevar e abaixar o centro de gravidade (Cooper e Gassow, 1976, apud Pope et al., 1993; Dyson, 1977, apud Pope et al., 1993); fornecer uma grande quantidade de impulso (transferência de força) (Jacoby, 1983) e diminuir o impacto no contato do pé (Dyson, 1977, apud Pope et al., 1993).

Segundo Jacoby (1983), o ajuste do braço influencia a inclinação do corpo do corredor, o comprimento da passada e, o mais importante, sua habilidade de se sair bem.

Há na literatura diversas descrições sobre o movimento de membros superiores na corrida e sua sincronia com o movimento de membros inferiores (Hay, 1981; Hinrichs, 1985; Tetreault e Tetreault, 1988). Os autores podem discordar quanto à variação angular de cada articulação e o início de cada flexão ou extensão, mas concordam que o balanço dos membros superiores é oposto ao movimento de membros inferiores, pois, considerando a terceira lei de Newton, movimentos rotatórios da cintura pélvica no eixo vertical ocasionam reações contrárias na cintura escapular do atleta.

Hay (1981) descreve que conforme o joelho esquerdo do atleta é balançado para frente e para cima, seu braço direito é balançado para frente e para cima, e seu braço esquerdo para trás e para cima, para assim equilibrar o movimento de sua perna. Em seguida, conforme o pé esquerdo é abaixado e a perna direita começa a se movimentar para frente, os movimentos dos braços sofrem reversão.

Tetreault e Tetreault (1988) relatam que, para fundistas, os braços são importantes para manter o equilíbrio, devendo ser mantidos baixos, próximos à altura da cintura e tão relaxados quanto possível. Para velocistas, os braços devem balançar num movimento alternado vigoroso a partir dos ombros e ser mantidos um pouco mais altos que a altura da cintura.

Hinrichs (1985), em sua pesquisa sobre a biomecânica do membro superior na corrida, verificou que a ação do braço compôs-se de um balanço para frente (fase de flexão do ombro) terminando imediatamente depois do *toe off*¹¹ ipsi-lateral, seguido de um balanço para trás (fase de extensão do ombro) terminando imediatamente depois do *toe off* contra-lateral. O cotovelo permaneceu flexionado por todo o ciclo de corrida com uma variação angular de 80° a 120° (extensão completa sendo 0°). Em vez de uma fase simples de flexão e extensão por ciclo como na articulação do ombro, o cotovelo mostrou duas fases por ciclo. A fase de extensão primária ocorreu por volta do contato do pé ipsi-lateral, seguida por uma fase de extensão secundária (ausente em alguns sujeitos) bem menor por volta do contato do pé contra-lateral. As faixas de movimento das articulações aumentaram com a velocidade de corrida.

O ângulo entre braço e antebraço, ou seja, a articulação do cotovelo, é mantido a mais ou menos 90° (Fernandes, 1979; Hay, 1981). Os braços são balançados para trás e para frente a partir dos ombros (Fernandes, 1979; Hay, 1981; Tetreault e Tetreault, 1988). No limite para frente do balanço, as mãos (geralmente mantidas ligeiramente cerradas) estão mais ou menos na altura dos ombros e no limite para trás estão em nível com o quadril ou ligeiramente atrás (Hay, 1981). Considerando-se que o ângulo de tronco em relação à horizontal é 80-84° (Pope et al., 1993) e a razão entre os comprimentos de antebraço e braço é 0,90, segundo Rasch (1991) e 0,91, segundo Hall (2000), por trigonometria conclui-se que a faixa de variação articular do ombro é de aproximadamente 100°.

Para corredores velocistas com paralisia cerebral, Pope et al. (1993) verificaram que a faixa angular média de ombro durante a corrida variou de 66° a 85°, ou seja, menor que a variação angular de corredores sem deficiência. Verificaram também que houve maior amplitude articular de ombro no lado não comprometido ou menos comprometido daqueles sujeitos com maior comprometimento de um dos lados (hemiparéticos).

Na articulação do cotovelo, a amplitude angular média de velocistas com PC variou de 43° a 77° (Pope et al., 1993), maior que a amplitude relatada por Hinrichs

¹¹ *Toe off*: no ciclo de marcha ou corrida, é o momento em que o pé deixa o solo.

(1985) para corredores sem deficiência: 40°. Porém, Pope et al. (1993) não relatam qual foi o ângulo mínimo e o ângulo máximo de cotovelo, enquanto que Hinrichs (1985) relata que os ângulos mínimo e máximo foram 80° e 120°, respectivamente (considerando a extensão completa como 0°). Portanto, apesar da variação angular de cotovelo ser maior para corredores com paralisia cerebral, não se sabe se eles mantiveram ângulos mínimos e máximos menores ou maiores que os de corredores sem deficiência. Entre as classes 6, 7 e 8, Pope et al. (1993) constataram que a maior variação angular de cotovelo ocorreu na classe 7 e, em relação ao lado mais comprometido, todos os grupos mostraram maior amplitude no cotovelo esquerdo, independente do lado comprometido.

Por comparação entre as pesquisas citadas acima (tabela 4), conclui-se que a variação angular nas articulações dos membros superiores de corredores com paralisia cerebral é menor na articulação proximal (ombro) e maior na articulação distal (cotovelo), em relação a corredores sem deficiência.

	sem deficiência	PC
Ombro	100° *	66° a 85° (Pope et al., 1993)
Cotovelo	40° (Hinrichs, 1985)	43° a 77° (Pope et al., 1993)

* Valor aproximado calculado nesta pesquisa a partir de dados de Hall (2000), Hay (1981) e Pope et al. (1993).

Tabela 4. Comparação entre variações de amplitude das articulações de membros superiores de corredores sem deficiência e corredores com paralisia cerebral.

3. METODOLOGIA

*o cérebro eletrônico comanda
manda e desmanda
ele é quem manda
mas ele não anda*
(Gilberto Gil, Cérebro Eletrônico)

3.1. Sujeitos

A amostra experimental compõe-se de dois atletas do sexo masculino, corredores de fundo, meio-fundo e velocidade, paralisados cerebrais com hemiparesia espástica, que não tomam medicamento para controle da espasticidade, enquadrados na classe 7 da CP-ISRA. A seguir, são detalhadas as características individuais dos sujeitos, que aceitaram participar voluntariamente da pesquisa.

Sujeito 1: 27 anos, com hemiparesia esquerda, submetido anteriormente a tenotomia para alongamento de tendões plantares e calcanear esquerdos, experiência de dois anos de corrida, especialista em meio-fundo e fundo. Melhores tempos antes dos experimentos: 100 m: 13s40; 10 km: 49min37s.

Sujeito 2: 25 anos, com hemiparesia direita, experiência de dois anos e meio de corrida, especialista em velocidade e meio-fundo. Melhores tempos antes dos experimentos: 200 m: 27s07; 400 m: 1min03s; 800 m: 2min50s; 1500 m: 5min20s; Corrida de São Silvestre (15 km): 1h05min (primeiro lugar na categoria).

O número de sujeitos é pequeno devido à escassez de atletas com paralisia cerebral que treinam e competem regularmente, fato comprovado após exaustivo trabalho de busca, quando se fez contato com associações de esporte adaptado, profissionais de Educação Física, treinadores, pesquisadores, professores, fisioterapeutas, médicos e outros profissionais de áreas afins.

Se, por um lado, esta amostra reduzida torna inviável uma análise estatística, por outro ela contempla o que Sandweiss (1985) considera a melhor forma de

abordagem para entender os efeitos do treinamento em pesquisas clínicas, que é utilizar estudo de casos individuais e relatos descritivos completos.

Segundo Sandweiss (1985), o treinamento pode produzir pequenos mas importantes efeitos que exigiriam grupos maiores para se trabalhar com estatísticas. Como exemplo, considera um meio-fundista de alto nível (capaz de correr 1500 m abaixo de 4 min), cujo treinamento pode gerar um decréscimo de um segundo completo de seu melhor tempo para a distância. No contexto de um estudo clínico, a porcentagem de melhora é pouco profunda. Mas numa corrida de 1500 m, um segundo é muito tempo.

Este autor entende que “a prática corrente de impor um modelo hipotético nesta área pode ser prematura” (Sandweiss, 1985, p. 29).

3.2. Instrumentação

Para viabilizar a realização dos experimentos, ou seja, monitoração do limiar de aceleração do membro superior afetado dos sujeitos e subsequente *biofeedback* por sinal sonoro, foi desenvolvido pelo Prof. Antônio Quevedo, no Laboratório de Reabilitação Sensório-Motora do Departamento de Engenharia Biomédica da Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação da Unicamp, um equipamento portátil de *biofeedback*, composto de três unidades:

- 1) Unidade principal (figura 3): caixa preta com dimensões 8,4 cm x 12,2 cm x 6,0 cm, que contém:
 - um circuito eletrônico (descrito detalhadamente adiante) responsável pela recepção do sinal proveniente da unidade secundária, comparação deste sinal com o limiar determinado, disparo do sinal sonoro caso o sinal esteja abaixo do limiar e contagem do número de disparos;
 - chave liga/desliga;
 - botão de reinício (*reset*);
 - botão de regulação do limiar (potenciômetro rotacional);
 - tomadas para os cabos provenientes das outras unidades (fone e sensor);
 - fileira de oito LEDs (*light emission diodes*) para leitura binária do contador;

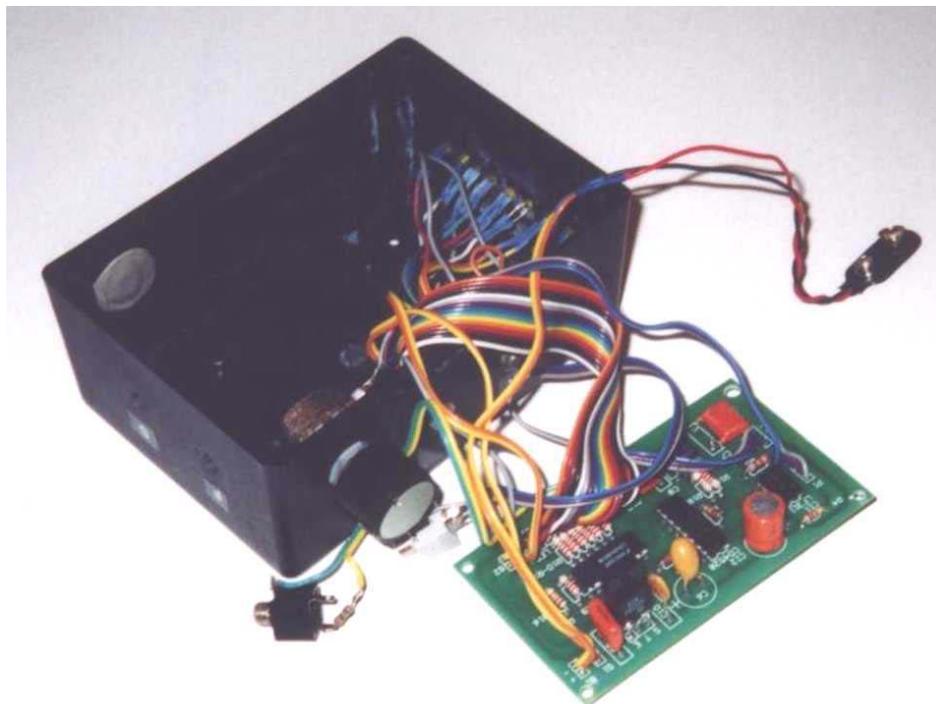


Figura 3. Unidade principal aberta, mostrando seu interior com o circuito eletrônico.

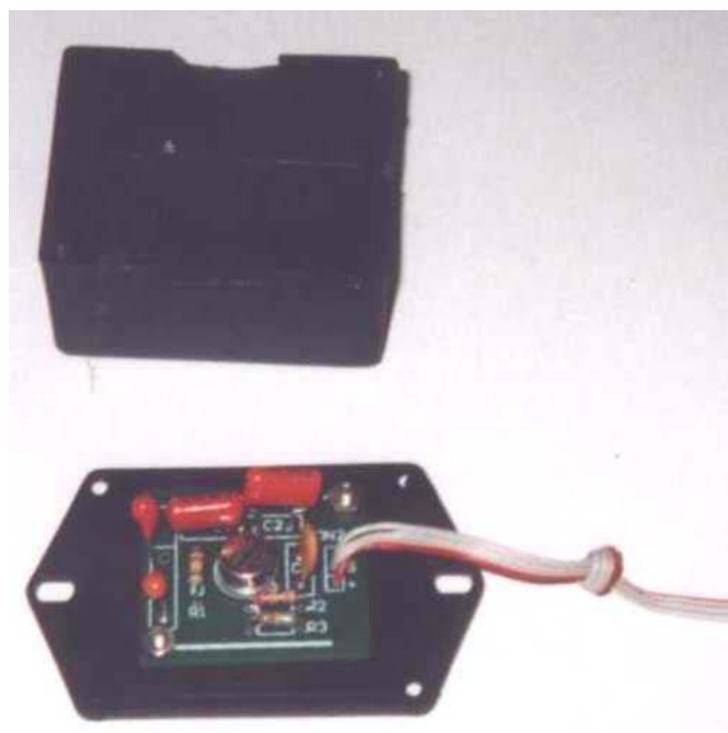


Figura 4. Unidade secundária aberta, mostrando seu interior com o circuito eletrônico.

- compartimento para bateria de 9 V;
 - tira regulável com fivela para fixação da unidade na cintura do sujeito.
- 2) Unidade secundária (figura 4): caixa preta com dimensões 4,1 cm x 5,1 cm x 2,8 cm, que contém:
- um circuito eletrônico com um acelerômetro ADXL05 (descrito detalhadamente adiante), da *Analog Devices*, para detecção da aceleração de membro superior;
 - cabo flexível de 119 cm com três fios paralelos e plug para conexão com a unidade principal;
 - tira de velcro para fixação da unidade no punho do sujeito.
- 3) Fone de ouvido mono, com diâmetro de 1,6 cm e cabo flexível de 123 cm com plug para conexão com a unidade principal.

O acelerômetro usado na unidade secundária é o ADXL05, da *Analog Devices*, um acelerômetro capacitivo com capacidade para medir tanto acelerações AC (típica de vibração) quanto acelerações DC (como força inercial ou gravidade). Possui as seguintes especificações (Analog Devices, 1996):

- fundo de escala selecionável pelo usuário: de $\pm 1 g$ a $\pm 5 g$;
- resolução de 5 mg;
- nível de ruído: $500 \mu g \sqrt{Hz}$;
- escala de saída selecionável: de 200 mV/g a 1 V/g;
- operação com suprimento de +5 V;
- peso: 5 gramas;
- variação de temperatura: 0 a 70°C;
- resistência a choque de até 1000 g;
- sistema completo de medida de aceleração num circuito integrado de *chip* único, acondicionado em cilindro metálico hermético de 10 pinos, cujo diagrama pode ser visto na figura 5.

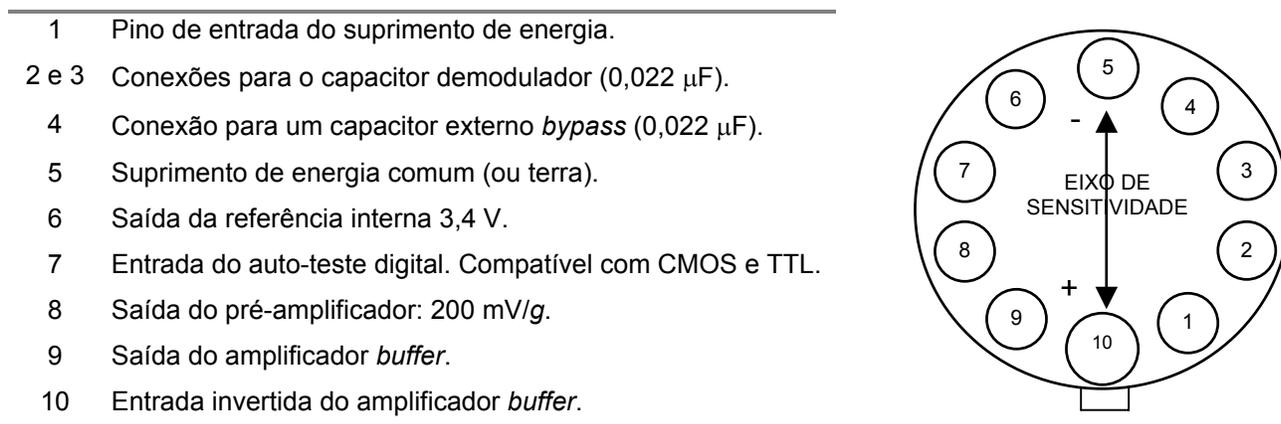


Figura 5. Diagrama de pinagem do acelerômetro ADXL05 (Analog Devices, 1996).

As placas dos circuitos eletrônicos utilizadas nas unidades principal e secundária foram projetadas no programa Protel (versão *trial*, livre uso por tempo limitado). A seguir, é descrito o funcionamento do sistema. A figura 6 apresenta o diagrama em blocos e o anexo 5 apresenta o esquemático.

O CI1 (LF311) é um comparador analógico que recebe o sinal vindo do transdutor de aceleração (ADXL05) e o compara com uma tensão de referência, dada pelo potenciômetro P1 e resistores associados R4 e R5, na configuração de divisor de tensão. Toda vez que a tensão produzida pelo acelerômetro ultrapassar a tensão de referência (aceleração maior que um limiar estabelecido), a saída deste circuito integrado assumirá o valor de aproximadamente 5V (V_{cc}), equivalente para os circuitos digitais ao nível lógico “alto” (ou H). Da mesma forma, se a tensão do acelerômetro for inferior à de referência, a saída deste componente assumirá um valor de aproximadamente 0V (GND), equivalente ao nível lógico “baixo” (ou L). Assim, percebe-se que este bloco gera transições entre os níveis H e L sempre que as acelerações apresentarem um comportamento cíclico e com picos que produzam tensões no acelerômetro maiores que o limiar estabelecido. O potenciômetro P1 determina um controle de sensibilidade para o sistema. Este limiar serve para que as acelerações verticais do corpo do usuário não sejam interpretadas como movimentos do braço (onde o acelerômetro está fixado).

O CI2 (4528) contém dois multivibradores monoestáveis, os quais podem ser configurados para operação redisparável e reiniciável, em borda de subida ou de descida. A parte “A” deste componente tem sua entrada sensível à borda de subida ligada à saída do estágio anterior, estando o bloco configurado para operação redisparável. O tempo do multivibrador está ajustado para 1,8s. Assim, enquanto houver oscilações de aceleração maiores que o limiar estabelecido no bloco anterior e o período destas oscilações não superar 1,8s, o monoestável permanecerá com suas saídas ativas (Q em nível “H” e Q’ em nível “L”). Percebe-se que enquanto o usuário estiver realizando movimentos cíclicos com uma amplitude razoável, o pino 7 do CI2 permanecerá em nível “L”. Este pino só irá para o nível “H” se a amplitude de movimentos do braço do usuário ficar abaixo do limiar estabelecido pelo experimentador por pelo menos 1,8s, o que constitui o evento a ser detectado.

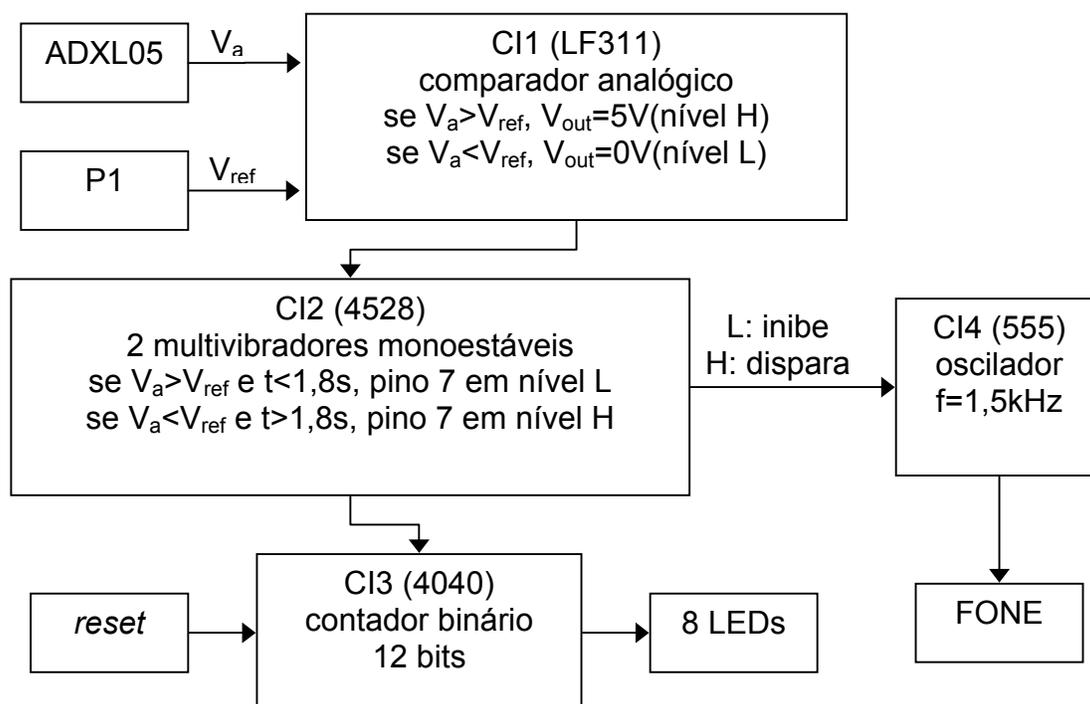


Figura 6. Diagrama em blocos dos circuitos eletrônicos.

O pino 7 do CI2 é ligado à entrada de *reset* de CI4, um 555 na configuração estável (oscilador). Este é mantido inibido enquanto o referido pino estiver em nível “L”, ou seja, o oscilador só será acionado quando o evento a ser detectado ocorrer. A saída do oscilador é ligada ao fone de ouvido com um resistor em série para limitar a

corrente e o volume. A oscilação só é inibida quando o usuário volta a executar os movimentos do braço. A frequência de oscilação é de aproximadamente 1,5kHz.

O mesmo pino de CI2 é ligado à parte “B” do mesmo componente, também na configuração de disparo na borda de subida. Assim, na detecção de um evento surge um pulso de “H” para “L” no pino 9 do componente, com duração de 0,85s. Se outro evento ocorrer em intervalo de tempo menor que a duração do pulso, o mesmo será prolongado. Isto evita a interpretação de uma redução momentânea de aceleração logo após o retorno ao padrão normal como se fossem dois eventos. O pino 9 é ligado à entrada de CLOCK (borda de descida) do CI3, um 4040. Este componente é um contador binário de 12 bits, sendo que se utilizam seus 8 bits menos significativos para acionar LEDs. Assim, os LEDs expressam em binário o número de eventos que ocorreram. O bloco conta ainda com um *reset* de contagem, por meio de um interruptor de pressão.

O integrado CI5 e componentes associados transformam a alimentação de 9V dada por uma bateria em 5V regulados para os circuitos.

O bloco do acelerômetro é formado pelo ADXL05 e componentes associados, os quais foram definidos pelo *data sheet* do componente, de forma que há um fundo de escala de $\pm 5g$, com uma sensibilidade de 400mV/g e uma frequência de corte (passa-altas) de aproximadamente 1Hz. Ou seja, apenas variações de aceleração com frequências maiores que 1Hz serão detectadas.

O equipamento, depois de montado, funciona da seguinte maneira: ajusta-se o limiar de aceleração pelo potenciômetro rotacional, liga-se e se aperta o botão *reset*, para zerar a contagem. Movimenta-se a unidade secundária num movimento oscilatório que cause certa aceleração. Enquanto esta aceleração permanecer acima do limiar, não ocorre o disparo e o fone de ouvido não apita. Se a aceleração cai abaixo do limiar, ocorre o disparo, o fone de ouvido apita e o contador acende o primeiro LED. Enquanto a aceleração permanece abaixo do limiar, o fone continua apitando. Quando a aceleração volta acima do limiar, o apito pára. Como o contador possui 8 bits, há capacidade para contar até 256 disparos. Supondo-se que ocorra um disparo a cada 5 segundos de corrida (necessidade excessiva de *feedback*), haveria capacidade para até 21min20s de corrida.

3.3. Coleta de dados

Os experimentos foram realizados no período de sete meses (abril a outubro de 2002), em pista de atletismo de 400 m, no Centro Olímpico de Treinamento e Pesquisa, localizado na Rua Pedro de Toledo, 1651, São Paulo - SP.

Antes da realização dos experimentos, os sujeitos foram informados sobre todos os procedimentos experimentais e a finalidade da pesquisa. Permitiram, então, a coleta de dados, assinando um formulário de consentimento esclarecido (anexo 6).

Para realizar a coleta de dados, o equipamento foi fixado ao sujeito da seguinte maneira: a unidade principal foi presa à cintura com a tira regulável e bem ajustada, a unidade secundária foi presa com a tira de velcro no punho do membro superior afetado e o fone de ouvido foi fixado em um pavilhão auditivo. Os cabos foram fixados com esparadrapo na pele e/ou na camisa para causar o mínimo de incômodo possível durante a corrida, porém permitindo liberdade de movimentos (figuras 7 e 8).

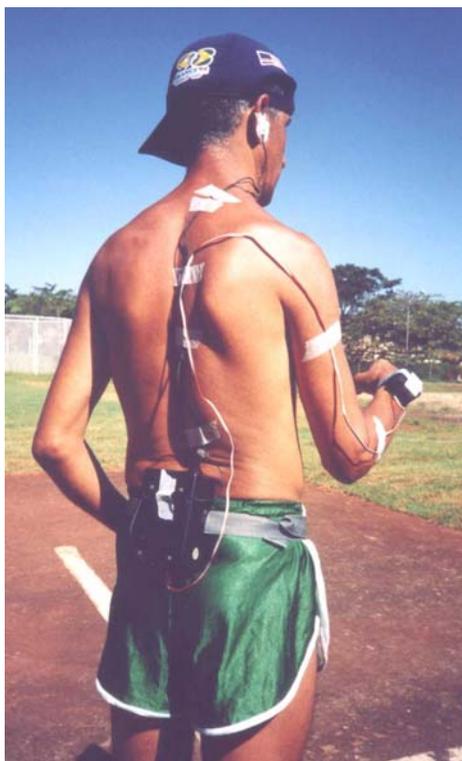


Figura 7. Vista pósterolateral do equipamento fixado ao sujeito.



Figura 8. Vista lateral do equipamento fixado ao sujeito.

O diagrama em blocos a seguir (figura 9) mostra o sistema homem-máquina.

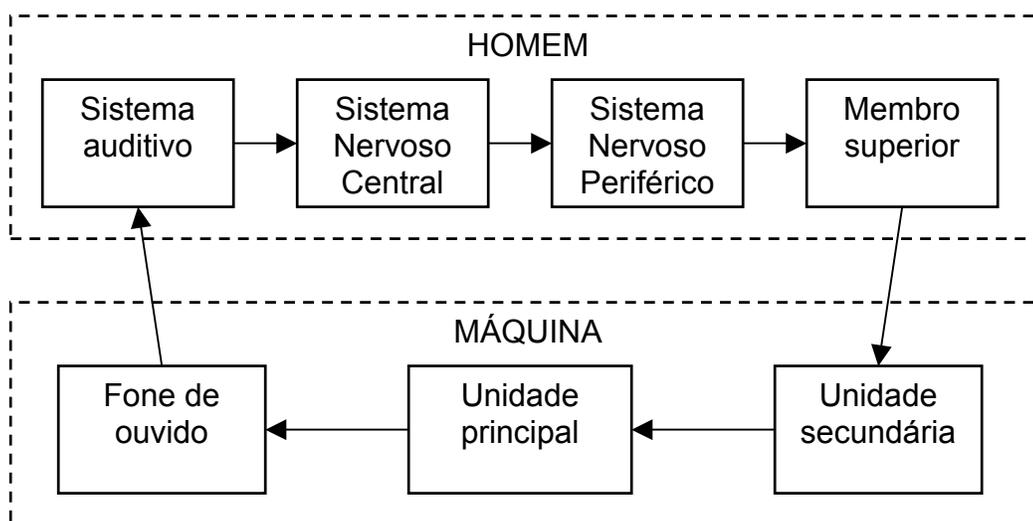


Figura 9. Diagrama em blocos do sistema de *biofeedback*.

Os sujeitos foram orientados para que, durante a corrida, procurassem aumentar a amplitude de movimento do membro superior afetado toda vez que ouvissem o sinal sonoro (*biofeedback*). Antes de cada experimento, foi permitido que o sujeito fizesse um aquecimento com o equipamento, a fim de pré-programar sua reação motora e verificar se não havia falhas no equipamento.

Após o aquecimento, o sujeito se posicionou atrás da linha de largada da pista de atletismo. O equipamento foi, então, ligado, um comando verbal foi dado para que o atleta começasse o teste (– Atenção, vai!), ao mesmo tempo em que foi disparado o cronômetro. O sujeito percorreu na máxima velocidade possível a distância pré-determinada: 800 m para o sujeito 1 e 400 m para o sujeito 2, distâncias nas quais eles eram especialistas.

Ao cruzar a linha de chegada, o cronômetro foi travado e foi feita a leitura binária da fileira de LEDs do equipamento, para verificar quantas vezes havia ocorrido o disparo sonoro. O tempo de percurso e o número de disparos, bem como o limiar de sensibilidade do equipamento, foram anotados na ficha de cada sujeito (anexo 7).

Foram feitos dois testes semanais para cada sujeito, durante a mesma sessão de treinamento, totalizando 38 testes para o sujeito 1 e 30 testes para o sujeito 2. Foram realizados quatro testes de esforço máximo sem equipamento para o sujeito 1 (testes nº 1, 16, 31 e 38) e três testes de esforço máximo sem equipamento para o sujeito 2 (testes nº 1, 16 e 29), além de duas provas competitivas para o sujeito 2 (testes nº 17 e 30). Estes testes foram realizados para que se pudesse constatar a variação do tempo de percurso sem a interferência do equipamento.

4. RESULTADOS

Os dados coletados nos experimentos (tempo de percurso e número de disparos do *biofeedback*) são apresentados a seguir em forma de gráficos. As tabelas com os dados estão no anexo 8.

Para cada sujeito foi gerado um gráfico (figuras 10 e 11), com o eixo das abcissas indicando os testes do experimento e dois eixos de ordenadas, o da esquerda indicando o tempo em segundos gasto para percorrer a distância determinada (800 m para o sujeito 1 e 400 m para o sujeito 2) e o da direita indicando o número de disparos durante o teste. As linhas rosas representam a variação do tempo de corrida ao longo dos testes e as linhas azuis representam a variação do número de disparos ao longo dos testes.

Para que se pudesse perceber se o tempo e o número de disparos diminuíram ao longo do experimento, foram criadas linhas de tendência do tempo (amarelas) e do número de disparos (verdes).

Os quadrados rosas maiores indicam os testes de esforço máximo realizados sem equipamento. Os círculos rosas indicam as provas de competição. Os losangos azuis maiores indicam os testes a partir dos quais a sensibilidade do equipamento foi diminuída, exigindo maior aceleração para não haver disparo.

SUJEITO 1

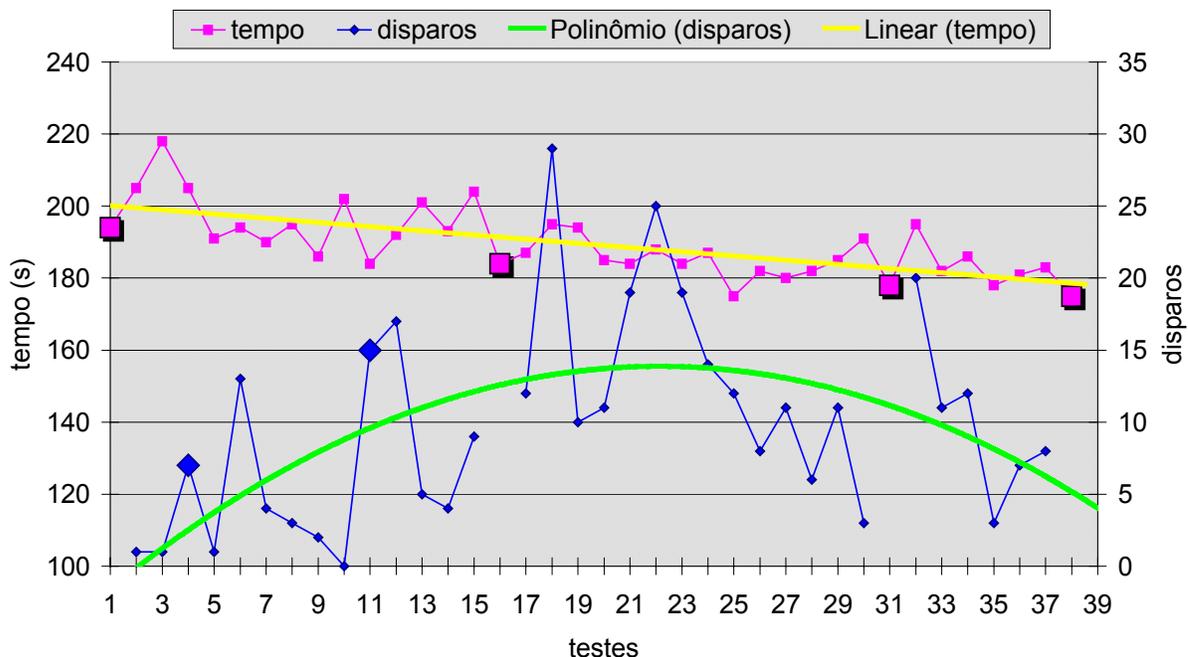


Figura 10. Gráfico do tempo (em segundos) e número de disparos do equipamento de *biofeedback* nos testes realizados pelo sujeito 1 para percorrer 800 m. Linhas de tendência: tempo: $y = -0,5835x + 200,72$; número de disparos: $y = -0,0346x^2 + 1,5295x - 3,0452$.

SUJEITO 2

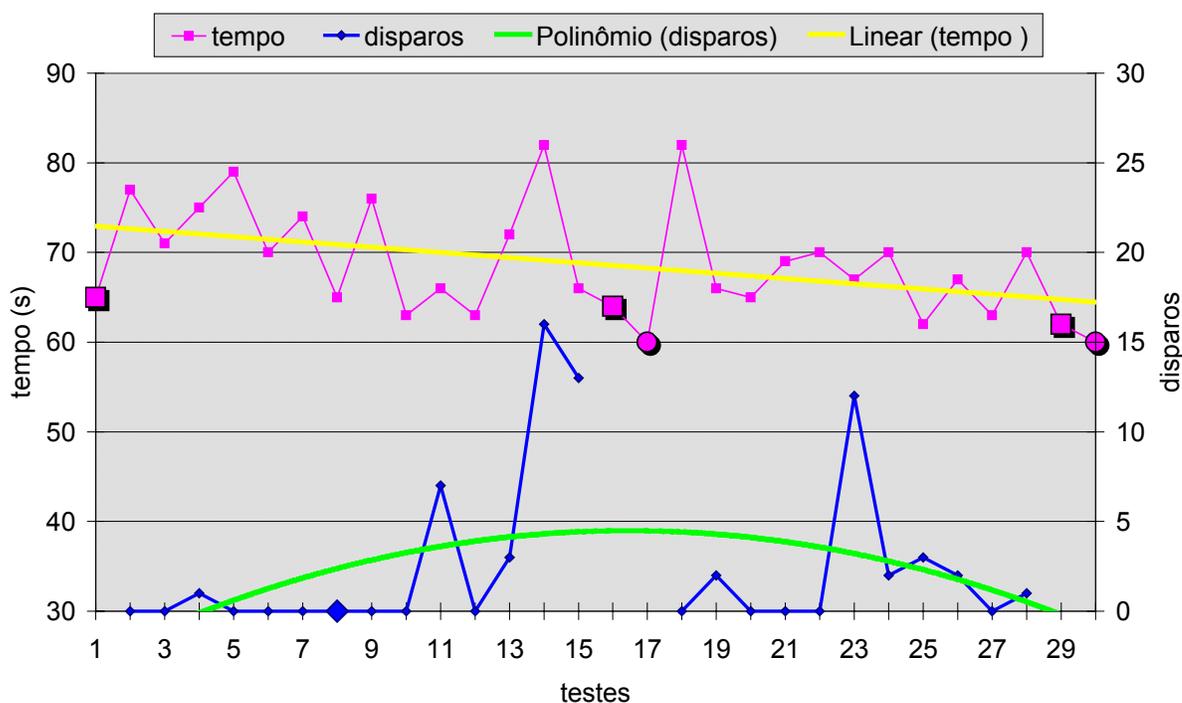


Figura 11. Gráfico do tempo (em segundos) e número de disparos do equipamento de *biofeedback* nos testes realizados pelo sujeito 2 para percorrer 400 m. Linhas de tendência: tempo: $y = -0,2917x + 73,221$; número de disparos: $y = -0,0297x^2 + 0,9751x - 3,5239$.

5. DISCUSSÃO

A análise dos resultados do experimento é feita com base em cada sujeito, já que a reduzida amostra ($n=2$) não permite uma análise estatística, mas apenas estudos de casos, o que não diminui a importância desta pesquisa, pois, segundo Sandweiss (1985), a melhor forma de abordagem para entender os efeitos do treinamento em pesquisas clínicas é utilizar estudo de casos individuais e relatos descritivos completos.

A comparação dos padrões de movimento dos sujeitos da pesquisa com padrões de movimento de atletas sem deficiência também não é de grande valia, pois, de acordo com Sandweiss (1985, p.26), “modelos para melhoria do desempenho atlético devem ser auto-gerados”, ou seja, os padrões de movimento de atletas devem servir para definir os modelos de movimentos ótimos para o próprio atleta e não para outros atletas.

Latash e Anson (1996) e Latash e Nicholas (1996) alertam que a simples comparação do padrão obtido com o considerado “normal” não serve como parâmetro de avaliação de resultados. “Deve-se objetivar não a aproximação como padrão “normal”, mas antes a otimização de alguns parâmetros, tais como a minimização de esforços nas articulações” (Quevedo, 1998).

Com base no exposto acima, são feitas a seguir análises dos resultados dos experimentos de cada sujeito.

Sujeito 1

Em relação ao número de disparos, nota-se na figura 10 que nos dois primeiros testes com uso do equipamento (testes 2 e 3) houve apenas um disparo em cada teste, indicando que houve pouca necessidade de *biofeedback* para aumentar a aceleração do membro superior afetado. Como, por observação do padrão postural, tal membro ainda mantinha pequena amplitude de movimento e flexão exacerbada de cotovelo, optou-se por diminuir a sensibilidade do equipamento, para exigir maior aceleração do membro sem haver disparo. No teste seguinte (teste 4), com a sensibilidade diminuída, houve mais disparos (7), indicando

que houve maior necessidade de correção após a diminuição da sensibilidade. Nos testes 6 a 10, observa-se uma queda do número de disparos (13, 4, 3, 2, 0, respectivamente), o que talvez demonstre uma adaptação ao novo padrão de movimento, já que a necessidade de correção foi diminuindo progressivamente. Ao se perceber que não havia mais disparos (teste 10), diminuiu-se novamente a sensibilidade, para exigir uma aceleração maior ainda. No novo teste com a sensibilidade diminuída (teste 11) houve 15 disparos e, após o teste 12 (17 disparos), o número de disparos caiu novamente, demonstrando talvez uma nova adaptação. Do teste 17 ao teste 24, o número de disparos sofre uma grande oscilação, chegando ao valor máximo de 29 (teste 18), depois volta a oscilar menos, caindo até o teste 30 (3 disparos). Observando este segmento da linha de disparos (testes 17 a 30) junto com o segmento correspondente da linha de tempo, pode-se notar que o período de maior oscilação e maior número de disparos (testes 17 a 25) corresponde ao período de decréscimo do tempo de percurso, enquanto que o período de baixa oscilação e menor número de disparos (testes 25 a 30) corresponde ao período de acréscimo de tempo. A partir destas observações, pode-se supor que o sujeito adotou a seguinte estratégia motora: ao tentar aumentar a velocidade de corrida (testes 18 a 25), ele não se concentrou o suficiente para manter a aceleração do membro afetado acima do limiar estabelecido pelo equipamento, ocasionando maior número de disparos; a seguir, para diminuir o número de disparos (testes 25 a 30), ele se concentrou no movimento do membro afetado, o que dificultou aumentar ou manter a velocidade de corrida. Após um teste sem equipamento (teste 31), houve uma aparente desadaptação (teste 32), evidenciada pelo aumento do número de disparos (20) e aumento do tempo (195s), voltando a cair os valores destas duas variáveis até o teste 35 (3 disparos e 178s), indicando uma provável nova adaptação. Nos teste 36 e 37, há uma pequena elevação das duas variáveis.

Ao se observar a linha de tendência dos disparos (dada pelo polinômio $y = -0,0346x^2 + 1,5295x - 3,0452$), nota-se que há um aumento parabólico (polinômio de segundo grau) até o teste 22 e um posterior decréscimo do número de disparos.

Em relação ao tempo de percurso dos 800m, embora tenha havido grande oscilação durante os 38 testes, houve uma tendência linear de diminuição do tempo

(queda de aproximadamente 10%), de cerca de 200s para cerca de 180s, de acordo com a linha de tendência dada pela equação $y = -0,5835x + 200,72$. O maior valor foi 218s, obtido no teste 3, e o menor valor foi 175s, obtido em dois testes (25 e 38). Observa-se também que houve uma diminuição progressiva de tempos nos testes de esforço máximo realizados sem equipamento (teste 1: 194s; teste 16: 184s, teste 31: 178s e teste 38: 175s), ficando todos abaixo da linha de tendência.

Sujeito 2

Em relação ao número de disparos, nota-se na figura 11 que nos primeiros testes com uso do equipamento (testes 2 a 7) não houve disparos (exceto no teste 4, onde houve um disparo), indicando que não houve necessidade de *biofeedback*. A partir do teste 8, a sensibilidade foi diminuída para exigir maior aceleração. Porém, os disparos continuaram nulos até o teste 10. No teste 11, pela primeira vez houve necessidade de maior correção (7 disparos). Em seguida, houve uma grande oscilação do número de disparos até o teste 15 (entre 0 e 16 disparos). Como a sensibilidade do equipamento foi mantida após o teste 8, pode-se dizer que não houve adaptação ao novo padrão motor, pelo contrário, do teste 8 ao 15 há uma tendência de aumento do número de disparos, não havendo qualquer relação deste fato com o tempo de percurso, que apresentou grande variação neste período, mas sem tendência forte de aumento ou queda. Entre os testes 18 e 22, os disparos foram novamente nulos (com exceção do teste 19, com apenas 2 disparos). No teste 23 houve uma grande necessidade de correção (12 disparos). Posteriormente, e até o fim do experimento, houve pequena necessidade de correção (entre 0 e 3 disparos), indicando que o sujeito 2 continuou com a aceleração do membro afetado acima do limiar estabelecido.

Em relação ao tempo de percurso dos 400m, embora tenha havido grande oscilação durante os 30 testes, houve uma tendência linear de diminuição do tempo (queda de aproximadamente 12%), de cerca de 73s para cerca de 64s, de acordo com a linha de tendência dada pela equação $y = -0,2917x + 73,221$. O maior valor foi 82s, obtido nos testes 14 e 18, e o menor valor foi 60s, obtido em dois testes (17 e 30), que foram provas em competições sem o uso do equipamento. Vale salientar

que o sujeito 2 obteve o primeiro lugar em ambas as provas, a primeira no Campeonato Regional Leste, no Rio de Janeiro, e a segunda no Campeonato Brasileiro, em Goiânia. Observa-se também que houve uma diminuição progressiva de tempos nos testes de esforço máximo realizados sem equipamento (teste 1: 65s; teste 16: 64s e teste 29: 62s), ficando todos abaixo da linha de tendência.

Para seguir o mesmo critério do estabelecido para o sujeito 1, foi adotado um polinômio de segundo grau ($y = -0,0297x^2 + 0,9751x - 3,5239$) como linha de tendência para os disparos. Nota-se que há um aumento parabólico até o teste 16 e um posterior decréscimo do número de disparos. Porém, tentar traçar uma linha de tendência de um gráfico onde há tamanha variação de valores e onde o valor zero aparece em mais da metade dos testes realizados com equipamento (14 de 25 testes) pode ser um tanto insensato. O que se pode afirmar é que o sujeito 2 já tinha um padrão de movimento que lhe permitia uma aceleração de membro superior suficiente para os limites estabelecidos nesta pesquisa e que obteve um ótimo desempenho correndo desta maneira, afinal, foi campeão brasileiro em 2002 não só na prova dos 400m para classe 7, mas também nas provas dos 100m e 200m.

Por relato do próprio sujeito, ele tinha preferência em correr com o membro superior afetado flexionado e próximo ao tronco a tentar aumentar a amplitude das articulações. Mais uma vez, recorre-se a Sandweiss (1985, p.26) para justificar tal postura: “modelos para melhoria do desempenho atlético devem ser auto-gerados”, ou seja, os padrões de movimento de atletas devem servir para definir os modelos de movimentos ótimos para o próprio atleta e não para outros atletas. Portanto, se o sujeito 2 consegue ter um bom desempenho mantendo um padrão postural de flexão, este deve ser o seu próprio modelo, a partir do qual se deve buscar a melhora do desempenho.

Mas, apesar da recomendação de Sandweiss (citado acima), talvez ainda possa restar a seguinte dúvida: se o sujeito 2 visivelmente corria com uma flexão de cotovelo e punho maior que a do sujeito 1 e se seu balanço de membro superior era aparentemente menor que o do sujeito 1, então por que ele conseguia uma aceleração maior? A resposta pode estar na oscilação vertical do centro de gravidade do sujeito, o que causaria uma aceleração vertical. Como o acelerômetro

ADXL05 detecta componentes de variações de velocidade em qualquer direção projetadas no eixo do acelerômetro, talvez o sujeito 2 tivesse uma aceleração vertical suficientemente grande para não disparar o *biofeedback*.

O que se pode supor, tanto para o sujeito 1 quanto para o sujeito 2, é que as tentativas de aumentar a aceleração do membro afetado talvez tenham gerado amplitudes maiores das articulações, principalmente do ombro, já que, de acordo com a tabela 4 (página 38), baseada em achados de Hall (2000), Hay (1981), Hinrichs (1985) e Pope et al. (1993), a amplitude articular de cotovelo de corredores com PC já é maior que a amplitude articular de cotovelo de corredores sem deficiência, enquanto que a amplitude articular de ombro de corredores com PC é bem menor que a amplitude articular de ombro de corredores sem deficiência e, talvez por este motivo, os atletas com PC ainda tenham uma faixa angular “de reserva” para explorar o movimento na articulação do ombro. Mas isto são apenas especulações que só poderiam ser comprovadas com uma análise biomecânica detalhada.

6. CONCLUSÃO

Quanto mais você sabe, menos você entende. (Tao-te King)

A partir dos resultados obtidos com as linhas de tendência para as duas variáveis (tempo e disparos), conclui-se que o sujeito 1, após 22 testes (pico da parábola) aumentando a necessidade de *biofeedback*, aprendeu a correr com maior aceleração do membro superior afetado, diminuindo a necessidade de *biofeedback*, o que confirma a hipótese 1 (página 3). Embora seu tempo de percurso de 800m tenha caído progressivamente, não se pode afirmar que isto se deveu ao novo padrão de movimento, pois o tempo de percurso já estava em declínio enquanto havia aumento do número de disparos. Portanto, não se pode confirmar a hipótese 2 para este sujeito.

O sujeito 2, por apresentar pouca necessidade de correção e nenhum disparo na maioria dos testes ao longo do experimento, não mudou seu padrão de movimento com o uso do equipamento de *biofeedback*, o que contribui para refutar a hipótese 1 para este sujeito. A tendência de diminuição do tempo de percurso não tem relação direta com o número de disparos e, portanto, deve ser consequência de algum outro fator de treinamento esportivo. Também não se pode confirmar a hipótese 2 para este sujeito.

Os objetivos desta pesquisa foram parcialmente alcançados:

1) O equipamento de *biofeedback* testado mostrou-se útil para aumentar a aceleração dos membros superiores afetados dos atletas. Embora o sujeito 2 tenha apresentado pouca necessidade de *biofeedback* em razão de seu padrão de movimento, percebeu-se que, quando necessário, o *feedback* foi útil. Além disso, o equipamento é de fácil manuseio para o pesquisador. Se a leitura do número de disparos fosse feita em contagem decimal num *display*, facilitaria a utilização por treinadores e atletas. Um ponto negativo é o incômodo relatado pelos sujeitos: fios colados na pele e uma caixa sacolejando na região lombar, o que pode ser resolvido em futuras pesquisas com telemetria e diminuição do tamanho e do peso do equipamento.

2) A utilização freqüente do equipamento de *biofeedback* pode auxiliar a diminuir a necessidade de correção do movimento, ou seja, o atleta pode adquirir um novo padrão de movimento, com maior aceleração de membro superior, se ele ainda não está em alto nível de desempenho, como é o caso do sujeito 2. Supõe-se, a partir disso, que o equipamento deva ser bastante útil na iniciação esportiva de pessoas com paralisia cerebral.

3) Não se pôde comprovar que o novo padrão de movimento (maior aceleração do membro superior afetado), observado apenas no sujeito 1, causou aumento da velocidade de corrida, pois a metodologia utilizada não previa a influência dos efeitos do treinamento esportivo convencional .

São necessárias mais pesquisas, onde se possa utilizar maior amostra (tanto de sujeitos quanto de testes), comparar dois grupos: um com *biofeedback* e outro sem (controle) e separar os efeitos do treinamento esportivo convencional do treinamento com *biofeedback*, para confirmar ou refutar as hipóteses levantadas.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ADAMS, R. C., DANIEL, A. N., MC CUBBIN, J. A., RULLMAN, L. *Jogos, esportes e exercícios para o deficiente físico*. 3.ed. São Paulo: Manole, 1985.
- ALMEIDA, G. L. Controle motor e biomecânica aplicados no estudo de disfunções motoras. In: QUEVEDO, A. A. F., OLIVEIRA, J. R. de, MANTOAN, M. T. E. (Org.) *Mobilidade e comunicação: desafios à tecnologia e à inclusão social*. Campinas: Edição do Autor, 1999.
- AMADIO, A. C. (coord.) *Fundamentos biomecânicos para a análise do movimento*. São Paulo: Laboratório de Biomecânica / EEFUSP, 1996.
- AMADIO, A. C. Metodologia biomecânica para o estudo das forças internas ao aparelho locomotor: importância e aplicações no movimento humano. In: AMADIO, A. C., BARBANTI, V. J. (Org.) *A biodinâmica do movimento humano e suas relações interdisciplinares*. São Paulo: Estação Liberdade, 2000.
- ANALOG Devices. *±1 g to ±5 g single chip accelerometer with signal conditioning*. Norwood: One Technology Way, 1996.
- ARAÚJO, P. F. de. *Desporto adaptado no Brasil: origem, institucionalização e atualidade*. Brasília: Publicações INDESP, 1998.
- ARIEL, G. B. Biofeedback and biomechanics in athletic training. In: SANDWEISS, J. H., WOLF, S. L. (Ed.) *Biofeedback and sport science*. New York: Plenum Press, 1985.
- BALLESTEROS, J. M., ÁLVAREZ, J. *Manual didáctico de atletismo*. Buenos Aires: Kapelusz, 1980.
- BARANAUSKAS, M. C. C., MANTOAN, M. T. E. Acessibilidade em ambientes educacionais: para além das *guidelines*. In: QUEVEDO, A. A. F., OLIVEIRA, J. R. de, MANTOAN, M. T. E. (Org.) *Mobilidade, comunicação e educação: desafios à acessibilidade*. Rio de Janeiro: WVA, 2000.

- BASMAJIAN, J. V. Introduction: principles and background. In: BASMAJIAN, J. V. (Ed.) *Biofeedback: principles and practice for clinicians*. 3.ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1989.
- BASMAJIAN, J. V., DE LUCA, C. J. *Muscles alive; their functions revealed by electromyography*. 5.ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1985.
- BATE, P. J., MATYAS, T. A. Negative transfer of training following brief practice of elbow tracking movements with electromyographic feedback from spastic antagonists. *Arch Phys Med Rehabil*, v.73, n.11, p.1050-8, 1992.
- BECHARA, E. *Moderna gramática portuguesa*. 27.ed. São Paulo: Companhia Editora Nacional, 1982.
- BETTI, M. Cultura corporal e cultura esportiva. *Rev. paul. Educ. Fís.*, São Paulo, v.7, n.2, p.44-51, jul./dez. 1993.
- BRASIL. Decreto nº 3.298, de 20 de dezembro de 1999. [on line]. [2003, 21 de abril]. Disponível: <http://www.mj.gov.br/sedh/dpdh/corde/dec3298.htm>. 1999.
- BRASIL. Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística - IBGE. [on line]. Disponível: <http://www.ibge.net>. 2002.
- BROOKS, V. B. *The neural basis of motor control*. New York: Oxford University Press, 1986.
- BUENO, F. da S. *Dicionário escolar da língua portuguesa*. 11.ed. Rio de Janeiro: FAE, 1986.
- BUENO, S. T., RESA, J. A. Z. *Educación física para niños y niñas com necesidades educativas especiales*. Málaga: Ediciones Aljibe, 1995.
- CAILLIET, R. *O ombro na hemiplegia*. São Paulo: Manole, 1981.
- CARMO, A. A. do. Inclusão escolar e a educação física: que movimentos são estes? *Rev. Integração*, Edição especial: Educação Física Adaptada, 2002.
- CAVANAGH, P. R. (ed.) *Biomechanics of distance running*. Champaign: Human Kinetics Books, 1990.

- CIDADE, R. E., TAVARES, M. da C. G. C. F., LADEWIG, I. *Aprendizagem motora e cognição em portadores de deficiência*. [on line]. [2003, 08 de junho]. Disponível: <http://www.entreamigos.com.br>. 2003.
- COLBORNE, G. R., OLNEY, S. J., GRIFFIN, M. P. Feedback of ankle joint angle and soleus electromyography in the rehabilitation of hemiplegic gait. *Arch Phys Med Rehabil*, v.74, n.10, p.1100-6, oct. 1993.
- COLBORNE, G. R., WRIGHT, F. V., NAUMANN, S. Feedback of triceps surae EMG in gait of children with cerebral palsy: a controlled study. *Arch Phys Med Rehabil*, v.75, n.1, p.40-5, jan. 1994.
- CP-ISRA. *Classification and sports rules manual*. 5.ed. The Netherlands: Author, 1990.
- DANGELO, J. G., FATTINI, C. A. *Anatomia básica dos sistemas orgânicos*. Rio de Janeiro, São Paulo: Atheneu, 1984.
- DAVIDS, J. R., BAGLEY, A. M., BRYAN, M. Kinematic and kinetic analysis of running in children with cerebral palsy. *Developmental Medicine & Child Neurology*, v.40, p.528-535, 1998.
- DE BACHER, G. Biofeedback in spasticity control. In: BASMAJIAN, J. V. (Ed.) *Biofeedback: principles and practice for clinicians*. 3.ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1989.
- DEPAUW, K. P., GAVRON, S. J. *Disability and sport*. Champaign: Human Kinetics, 1995.
- DUARTE, E., ARAÚJO, U. de. Neuropatologia. In: BRASIL. Ministério da Educação. *Caderno texto do curso de capacitação de professores multiplicadores em educação física adaptada*. Secretaria de Educação Especial, Brasília: MEC; SEESP, 2002.
- ENOKA, R. M. *Neuromechanical basis of kinesiology*. 2.ed. Champaign: Human Kinetics, 1994.

- FALLON, K. E. The disabled athlete. In: BLOOMFIELD, J., FRICKER, P. A., FITCH, K. D. (Ed.) *Science and medicine in sport*. 2.ed. Carlton: Blackwell Science, 1995.
- FARIA, E. *Dicionário escolar latino-português*. 6.ed. Rio de Janeiro: FAE, 1992.
- FERNANDES, J. L. *Atletismo: corridas*. 2.ed. São Paulo: EPU, 1979.
- FONSECA, R. T. M. da. O trabalho protegido do portador de deficiência. In: QUEVEDO, A. A. F., OLIVEIRA, J. R. de, MANTOAN, M. T. E. (Org.) *Mobilidade, comunicação e educação: desafios à acessibilidade*. Rio de Janeiro: WVA, 2000.
- GALLAHUE, D. L., OZMUN, J. C. *Compreendendo o desenvolvimento motor: bebês, crianças, adolescentes e adultos*. São Paulo: Phorte Editora, 2001.
- HALL, S. *Biomecânica básica*. 3.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2000.
- HAY, J. *Biomecânica das técnicas desportivas*. 2.ed. Rio de Janeiro: Interamericana, 1981.
- HINRICHS, R. N. A three-dimensional analysis of the net moments at the shoulder and elbow joints in running and their relationship to upper extremity EMG activity. In: WINTER, D. A., NORMAN, R. W., WELLS, R. P., HAYES, K. C., PATLA, A. E. (Ed.) *Biomechanics IX-B*. Champaign: Human Kinetics, p.337-342, 1985.
- INTERNATIONAL Paralympic Committee - IPC. [on line]. Disponível: <http://www.paralympic.org>. 2002.
- JACOBY, E. *Applied techniques in track and field*. New York: Leisure Press, 1983.
- JORNAL VIVER. Informativo Trimestral da Associação de Paralisia Cerebral do Brasil. Rio de Janeiro. n.2, out./dez. 2001.
- KAVAMOTO, C. A. *Conhecendo a paralisia cerebral: conceito, identificação e diagnóstico da paralisia cerebral*. [on line]. Disponível: <http://www.saci.org.br>. 2002.
- LATASH, M. L. *Control of human movement*. Champaign: Human Kinetics, 1993.

- LATASH, M. L. *Neurophysiological basis of movement*. Champaign: Human Kinetics, 1998.
- LATASH, M. L., ANSON, J. G. What are normal movements in atypical populations? *Behavioral and brain sciences*, v.19, p.55-106, 1996.
- LATASH, M. L., NICHOLAS, J. J. Motor control research in rehabilitation medicine. *Disabil Rehabil*, v.18, p.293-299, 1996.
- MACHADO, A. *Neuroanatomia funcional*. 2.ed. São Paulo, Rio de Janeiro, Belo Horizonte: Atheneu, 1993.
- MEIRA JR., C. de M. *Feedback* extrínseco e aprendizagem motora. *Caderno UniABC de Educação Física*. Santo André: UniABC, n.21, p.53-70, set. 2000.
- MILLER, N. E. Biomedical foundations for biofeedback as a part of behavioral medicine. In: BASMAJIAN, J. V. (Ed.) *Biofeedback: principles and practice for clinicians*. 3.ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1989.
- MINISTÉRIO Público do Trabalho. [on line]. [2002, 28 de julho]. Disponível: http://www.pgt.mpt.gov.br/publicacoes/outros/manual_ppd/conceitos.htm. 2002.
- OKAMOTO, G. A. *Medicina física e reabilitação*. São Paulo: Manole, 1990.
- ORGANIZAÇÃO das Nações Unidas. Resolução nº 2.542/75 - *Declaração dos Direitos das Pessoas Portadoras de Deficiências*. 1975.
- POPE, C., SHERRILL, C., WILKERSON, J., PYFER, J. Biomechanical variables in sprint running of athletes with cerebral palsy. *Adapted Physical Activity Quarterly*, v.10, p.226-254, 1993.
- PORRETTA, D. L. Cerebral palsy, traumatic brain injury, stroke, amputations, dwarfism, and other orthopedic impairments. In: WINNICK, J. P. (Ed.) *Adapted physical education and sport*. 2.ed. Champaign: Human Kinetics, 1995.
- QUEVEDO, A. A. F. Assessment of gait rehabilitation through evaluation of joint efforts. *Revista brasileira de fisioterapia (Proceedings of the III International Congress of Motor Rehabilitation)*, v.3 (suplemento), p.9, 1998.

- QUEVEDO, A. A. F. A pesquisa em controle motor e suas implicações na reabilitação de movimentos. In: QUEVEDO, A. A. F., OLIVEIRA, J. R. de, MANTOAN, M. T. E. (Org.) *Mobilidade, comunicação e educação: desafios à acessibilidade*. Rio de Janeiro: WVA, 2000.
- QUEVEDO, A. A. F., OLIVEIRA, J. R. de, MANTOAN, M. T. E. (Org.) *Mobilidade, comunicação e educação: desafios à acessibilidade*. Rio de Janeiro: WVA, 2000.
- RASCH, P. J. *Cinesiologia e anatomia aplicada*. 7.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1991.
- RASCH, P. J., BURKE, R. K. *Cinesiologia e anatomia aplicada: a ciência do movimento humano*. 5.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1977.
- READING GREEK: Joint Association of Classical Teachers. Cambridge: Cambridge University Press, 1978.
- ROTHWELL, J. *Control of human voluntary movement*. 2. ed. London: Chapman & Hall, 1994.
- SANDWEISS, J. H. Biofeedback and Sport Science. In: SANDWEISS, J. H., WOLF, S. L. (Ed.) *Biofeedback and Sport Science*. New York: Plenum Press, 1985.
- SCHALOW, G., ZACH, G. A. Reorganization of the human central nervous system. *Gen Physiol Biophys*, v.19, suppl.1, p.11-240, oct. 2000.
- SCHAUF, C. L., MOFFETT, D. F., MOFFETT, S. B. *Fisiologia humana*. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1993.
- SCHMOLINSKY, G. *Atletismo*. 3.ed. Lisboa: Editorial Estampa, 1992.
- SHERRILL, C., MUSHETT, C., JONES, J. A. Cerebral palsy and the CP athlete. In: JONES, J. A. (Ed.) *Training guide to cerebral palsy sports*. 3.ed. Champaign: Human Kinetics Books, 1988.
- STEDMAN *Dicionário Médico*. 23.ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1979.

- TETREAULT, J., TETREAULT, P. Tracking techniques for track events. In: JONES, J. A. (Ed.) *Training guide to cerebral palsy sports*. 3.ed. Champaign: Human Kinetics Books, 1988.
- TONER, L. V., COOK, K., ELDER, G. C. B. Improved ankle function in children with cerebral palsy after computer-assisted motor learning. *Developmental Medicine & Child Neurology*, v.40, p.829-835, 1998.
- UNITED States Cerebral Palsy Athletic Association - USCPAA. [on line]. Disponível: <http://www.uscpaa.org>. 2002.
- VAUGHAN, C. L., DAVIS, B. L., O'CONNOR, J. C. *Dynamics of human gait*. Champaign: Human Kinetics, 1992.
- VIEIRA, I. B. Classificação funcional de atletismo para atletas em cadeira de rodas. [on line]. Disponível: <http://www.abradecar.org.br>. 2002.
- WINNICK, J. P. (Ed.) *Adapted physical education and sport*. 2.ed. Champaign: Human Kinetics, 1995.
- WINTER, D. A. *Biomechanics and motor control of human movement*. 2.ed. New York: John Wiley & Sons, 1990.
- WOLF, S. L. Biofeedback applications in rehabilitation medicine: implications for performance in sports. In: SANDWEISS, J. H., WOLF, S. L. (Ed.) *Biofeedback and Sport Science*. New York: Plenum Press, 1985.
- WOLF, S. L., BINDER-MACLEOD, S. A. Neurophysiological factors in electromyographic feedback for neuromotor disturbances. In: BASMAJIAN, J. V. (Ed.) *Biofeedback: principles and practice for clinicians*. 3.ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 1989.
- ZAKHAROV, A. *Ciência do treinamento desportivo*. Rio de Janeiro: Grupo Palestra Sport, 1992.

ANEXO 1

Organizações de esporte adaptado, atividade motora adaptada e atletismo (endereços, telefones, sites e e-mails):

ABDA (Associação Brasileira de Desportos para Amputados)

Endereço: Estádio Caio Martins, sala 5 da Piscina, s/nº - Icaraí - Niterói - RJ - CEP 24220-004

Site: <http://www.abda.org.br>

E-mail: abda.rj@zipmail.com.br

ABDC (Associação Brasileira de Desportos para Cegos)

Endereço: Rua Américo Vespucci, 395 - Vila Prudente - São Paulo - SP

Telefone / Fax: (11) 6966-0022

Site: <http://www.abdcnet.com.br>

ABDEM (Associação Brasileira de Desporto de Deficientes Mentais)

Endereço: Rua Carlos Venture, 26 - Parque da Mooca - São Paulo - SP - CEP 03123-050

Telefone: (61) 318-5850

E-mail: adpera@ig.com.br

ABRADECAR (Associação Brasileira de Desportos em Cadeira de Rodas)

Endereço: Rua XV de Novembro, 2765 - Sala 25 - Alto da XV - Curitiba - PR - CEP 80050-000

Telefone: (41) 362-8266

Fax: (41) 362-8266

Site: <http://www.abradecar.org.br>

ADD (Associação Desportiva para Deficientes)

Endereço: Rua João Ramalho, 256 - Perdizes - São Paulo - SP - CEP 05008-001

Telefone: (11) 3862-7143

Site: <http://www.add.com.br/>

E-mail: add@sti.com.br

ANDE (Associação de Desporto para Deficientes)

Rua Visconde de Inhaúma, 39, sala 901 - Palácio dos Esportes - Centro - Rio de Janeiro - RJ - CEP 20091-007

Telefone / Fax: (21) 2233-2526 e (21) 2413-4866

Site: <http://www.ande.org.br>

E-mail: andebrasil@uol.com.br

CIEDEF (Associação para Integração Esportiva do Deficiente Físico do Estado de São Paulo)

Endereço: R. Padre José Antônio Romano, 300 ap. 93 C - Parque Esmeralda -
São Paulo - SP - CEP 05784-120
Telefone / Fax: (11) 5841-8044
Site: <http://www.ebras.com.br/ciedef>
E-mail: ciedef@yahoo.com.br

CISS (*Comité International des Sports des Sourds*)

Endereço: 814 Thayer Avenue, Suite #350 Silver Spring, Maryland 20910,
EUA
Fax: + 1 301 650 6595
Site: <http://www.ciss.org/>
Email: info@ciss.org

CPB (Comitê Paraolímpico Brasileiro)

Endereço: R. Joaquim Távora, 49 - Icaraí - Niterói - Rio de Janeiro - RJ - CEP
24230-541
Telefone: (21) 711-3777
Fax: (21) 711-3777
Site: <http://www.brasilparaolimpico.org.br>
E-mail: cpb@urbi.com.br

CP-ISRA (*Cerebral Palsy Internacional Sports and Recreation Association*)

Endereço: P. O. Box 16 - 6666 ZG HETEREN - Holanda
Telefone: 00 31 26 47 22 593
Fax: 00 31 26 47 23 914
Site: <http://www.cpisra.org>
E-mail: cpisra_nl@hotmail.com

CPSP (Clube dos Paraplégicos de São Paulo)

Endereço: R. Pedro de Toledo, 1651 - sala 20 - Vila Clementino - São Paulo -
SP - CEP 04039-034
Telefone / Fax: (11) 5575-6675
Site: <http://www.cpsp.com.br>

IAAF (*International Association of Athletics Federations*)

Endereço: 17, rue Princesse Florestine - BP 359 - MC-98007 - Monte Carlo -
Mônaco
Telefone: (377) 93 10 88 88
Fax: (377) 93 15 95 15
Site: <http://www.iaaf.org>
E-mail: headquarters@iaaf.org

IBSA (*International Blind Sports Federation*)

Endereço: José Ortega y Gasset, 18 - Postal Code 28006 - Madri - Espanha
Site: <http://www.ibsa.es/welcome.htm>
E-mail: ibsasecretary@fibertel.com.ar

IFAPA (*International Federation of Adapted Physical Activity*)

Verena J. Pedrinelli (representante das Américas do Sul e Central)

Endereço: Av. Washington Luís, 1527, apto 1820 - São Paulo - SP - CEP 04662-002

Site: <http://www.ifapa.net>

E-mail: pedrinel@uol.com.br

INAS-FID (*International Sports Federation for Persons with Intellectual Disability*)

Endereço: Munnikenpark 9 - 2351 CL Leiderdorp - Holanda

Telefone: 31 71 5892293

Fax: 31 71 5895882

Site: <http://www.inas-fid.org/>

E-mail: jos.jopie.mulder@freeler.nl

ISMWSF (*International Stoke Mandeville Wheelchair Sports Federation*)

Endereço: Olympic Village, Guttman Road, Aylesbury, Bucks HP21 9PP, Reino Unido

Telefone: (0)1296 436179

Fax: (0)1296 436484

Site: <http://www.wsw.org.uk>

ISOD (*International Sports Organization for the Disabled*)

Endereço: Gloucester, Ontario K2B 5N4 - Canadá

Telefone: (613) 748-5758

Fax: (613) 748-5782

IPC (*International Paralympic Committee*)

Endereço: Adenauerallee 212-214

53113 - Bonn - Alemanha

Telefone: +49 (228) 2097-200

Site: <http://www.paralympic.org>

E-mail: info@paralympic.org

Olimpíadas Especiais Brasil

Endereço: R. Ulysses Pedroso de Oliveira Filho, 321 - Residencial São Luiz - Valinhos - SP - CEP 13270-420

Telefone: 0800 112571

Fax: (19) 3869-3161

Site: <http://www.olimpiadasespeciais.com.br>

E-mail: oeb@olimpiadasespeciais.com.br

SOBAMA (Sociedade Brasileira de Atividade Motora Adaptada)

Endereço: R. Guilherme Orlando Sabino, 111 - Residencial Samambaia - São Carlos - SP - CEP 13565-555

Site: <http://www.sobama.org.br>

SOI (*Special Olympics International*)

Endereço: 1325 G Street, NW / Suite 500 Washington, DC 20005 - Estados Unidos

Telefone: (202) 628-3630

Fax: (202) 824-0200

Site: <http://www.specialolympics.org>

USCPAA (*United States Cerebral Palsy Athletic Association*)

Endereço: 25 West Independence Way - Kingston, RI 02881 - Estados Unidos

Telefone: (401) 792-7130

Fax: (401) 792-7132

Site: <http://www.uscpaa.org>

E-mail: info@ndsaonline.org

ANEXO 2

PARAOLIMPIADAS: ano, local, deficiências incluídas, número de países e de atletas participantes (<http://www.paralympic.org>, 2002).

ano	local	deficiências incluídas	número de países	número de atletas
1960	Roma, Itália	Lesão medular	23	400
1964	Tóquio, Japão	Lesão medular	22	390
1968	Tel Aviv, Israel	Lesão medular	29	750
1972	Heidelberg, Alemanha	Lesão medular	44	1000
1976	Toronto, Canadá	Lesão medular Deficiência visual Les autres	42	1600
1980	Arnhem, Holanda	Lesão medular Amputação Deficiência visual Paralisia cerebral	42	2500
1984	Stoke Mandeville, Inglaterra e Nova Iorque, EUA	Lesão medular Amputação Deficiência visual Paralisia cerebral	42	4080
1988	Seul, Coreia do Sul	Lesão medular Amputação Deficiência visual Paralisia cerebral Les autres	61	3053
1992	Barcelona, Espanha	Lesão medular Amputação Deficiência visual Paralisia cerebral Les autres	82	3020
1996	Atlanta, EUA	Lesão medular Amputação Deficiência visual Paralisia cerebral Les autres Deficiência mental	103	3195
2000	Sydney, Austrália	Lesão medular Amputação Deficiência visual Paralisia cerebral Les autres Deficiência mental	123	3843

ANEXO 3

Modalidades esportivas disponíveis para atletas com paralisia cerebral.

De acordo com a CP-ISRA:

modalidade	classes
Atletismo	
100 m	2 - 8
200 m	2 - 8
400 m	2 - 8
800 m	2 (membros inferiores) - 8
1500 m	3 - 8
5000 m	4 - 8
4 x 100 m	5 - 8
4 x 400 m	5 - 8
Arremesso de maça	1 - 2 (membros superiores)
Arremesso de peso	2 (membros sup.) - 8
Lançamento de disco	2 - 8
Lançamento de dardo	3 - 8
Salto em distância	6 - 8
Bocha (cadeira de rodas, individual e coletivo)	1 - 2
Ciclismo	5 - 8
Triciclo	2 - 6
Futebol de sete	5 - 8
Levantamento de peso	1 - 8 (de acordo com peso)
Natação	1 - 8
Tênis de mesa	3 - 8

De acordo com a USCPAA:

modalidade	classes
Atletismo	
Slalom em cadeira de rodas motorizada, 60 m	1
Slalom em cadeira de rodas	2 - 4
20 m, 60 m	2 (membros superiores)
100 m, 200 m	2 (mm. sup.), 3, 8
400 m	2 - 8
800 m	2, 6 - 8
1500 m	4, 7 - 8
3000 m	6 - 8
4 x 100 m	2, 2 (mm. sup.), 3 - 4, 6 - 8
<i>Cross country</i>	6 - 8
Arremesso em altura, peso leve, lançamento de precisão, disco leve	1
Arremesso de <i>medicine ball</i> , chute em distância	2
Arremesso de maça	2 (mm. sup.), 3 - 6
Peso, disco	2 (mm. sup.), 3 - 8
Lançamento de dardo	3 - 8
Salto em distância	7 - 8
Arco e flecha	1 - 8
Bocha (cadeira de rodas, individual e coletivo)	1 - 2
Boliche	1 - 8
Ciclismo	5 - 8
Equitação	1 - 8
Futebol	5 - 8
Handebol (cadeira de rodas)	1 - 6
Levantamento de peso	1 - 8 (de acordo com peso)
Natação	1 - 8
Tênis de mesa	3 - 8
Tiro ao alvo (rifle)	2 - 8
Triciclo	2 - 6

ANEXO 4

Recordes mundiais das provas de corrida para homens com paralisia cerebral, de acordo com a CP-ISRA (<http://www.cpisra.org>), até 30/12/2002:

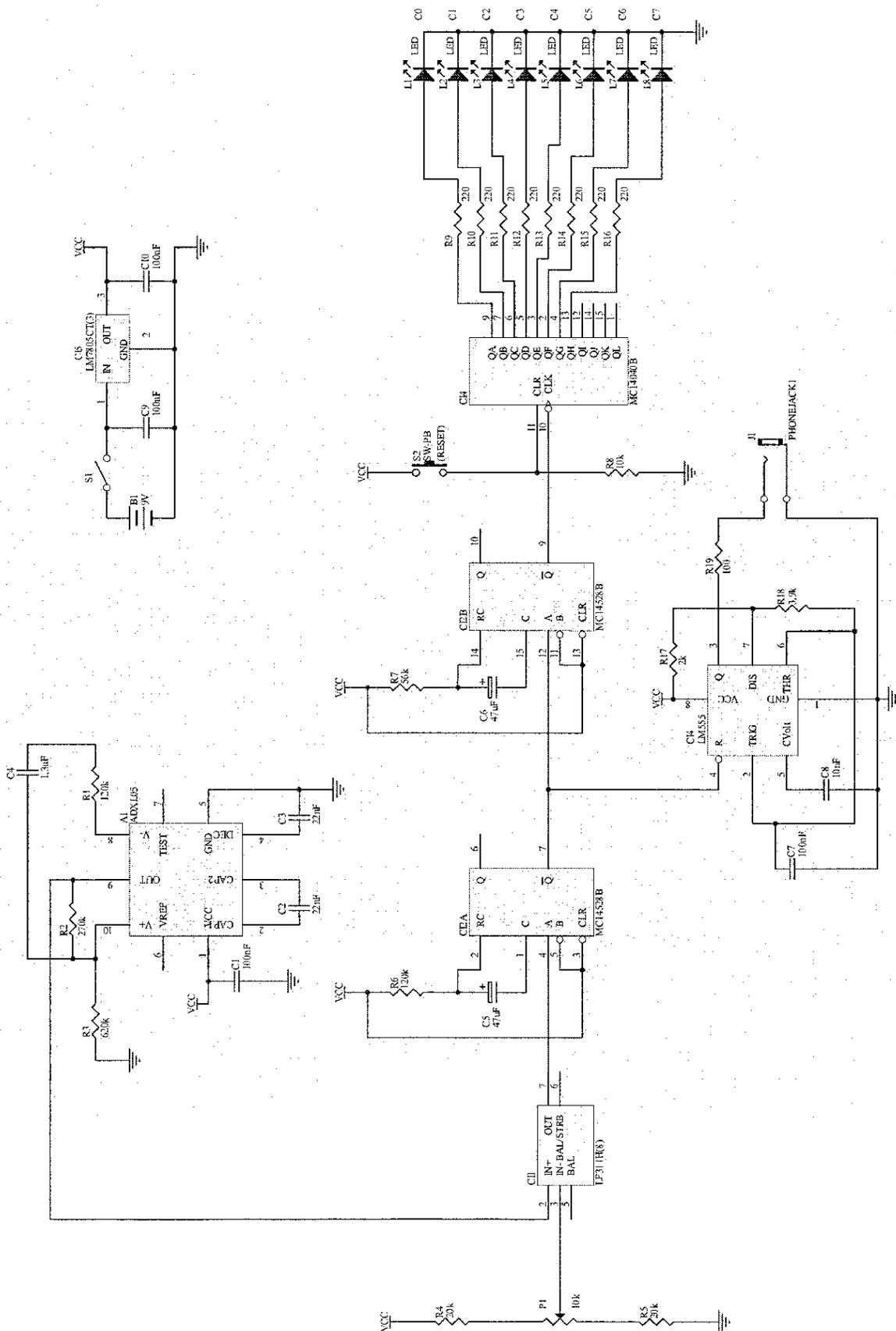
prova	classe	tempo	atleta	nacionalidade	local	data
100 m	2 inf.	22s80	David Osborn	EUA	Seul	20/10/1988
100 m	2 sup.	23s25	Martin McDonagh	Irlanda	Nottingham	13/08/1999
100 m	3	18s74	Joseph Radmore	Canadá	Sydney	27/10/2000
100 m	4	16s24	Jason Lachance	Canadá	Cobourg	15/05/1999
100 m	5	13s17	Lloyd Upsdell	Grã-Bretanha	Lille	21/07/2002
100 m	6	12s24	Wa Wei So	Hong Kong	Busan	29/10/2002
100 m	7	11s94	Mohamed Allek	Argélia	Lille	26/07/2002
100 m	8	11s56	Timothy Sullivan	Austrália	Sydney	25/10/2002
200 m	2 inf.	47s17	David Osborn	EUA	Seul	21/10/1988
200 m	2 sup.	46s81	Martin McDonagh	Irlanda	Nottingham	28/07/2001
200 m	3	33s84	Joseph Radmore	Canadá	Sydney	20/10/2000
200 m	4	28s82	Jason Lachance	Canadá	Gotemburgo	12/08/2000
200 m	5	26s69	Lloyd Upsdell	Grã-Bretanha	Lille	26/07/2002
200 m	6	25s04	Wa Wei So	Hong Kong	Lille	26/07/2002
200 m	7	23s96	Mohamed Allek	Argélia	Lille	21/07/2002
200 m	8	23s37	Tim Sullivan	Austrália	Sydney	22/10/2000
400 m	2 inf.	1min40s80	David Osborn	EUA	Seul	23/10/1988
400 m	2 sup.	1min30s82	Martin McDonagh	Irlanda	Nottingham	14/08/1999
400 m	3	1min03s77	Lachlan Jones	Austrália	Sydney	24/10/2000
400 m	4	53s99	Jason Lachance	Canadá	Nottingham	27/07/2001
400 m	5	1min06s60	Suarez Nestor	Argentina	Mar del Plata	05/12/1995
400 m	6	57s58	Wa Wei So	Hong Kong	Sydney	27/10/2000
400 m	7	54s66	Mohamed Allek	Argélia	Sydney	26/10/2000
400 m	8	50s30	Tim Sullivan	Austrália	Sydney	27/10/2000
800 m	2 inf.	3min46s58	David Osborn	EUA	Seul	10/10/1988
800 m	3	2min16s86	Joseph Radmore	Canadá	Gotemburgo	12/08/2000
800 m	4	1min50s60	Gunnar Krantz	Suécia	Gotemburgo	14/06/1997
800 m	5	2min29s47	James Sands	Grã-Bretanha	Berlin	31/07/1994
800 m	6	2min17s92	Yong-Jin Choi	Coréia	Busan	31/10/2002
800 m	7	2min09s10	Stephen Cooper	Grã-Bretanha	Sydney	21/10/2000
800 m	8	1min59s54	Malcolm Pringle	África do Sul	Lille	25/07/2002
1500 m	3	4min45s57	Joseph Radmore	Canadá	Edmonton	09/06/2001
1500 m	4	3min35s54	Kazuya Maeba	Japão	Birmingham	10/08/1998
1500 m	5	4min58s65	James Sands	Grã-Bretanha	Berlim	26/07/1994
1500 m	6	4min43s70	Yong-Jin Choi	Coréia	Lille	22/10/2002
1500 m	7	4min24s82	Andrzej Wrobel	Polônia	Atlanta	21/08/1996
1500 m	8	4min25s61	Malcolm Pringle	África do Sul	Atlanta	21/08/1996
5000 m	4	12min33s72	Kazuya Maeba	Japão	Birmingham	14/08/1998
5000 m	5	17min42s42	James Sands	Grã-Bretanha	Barcelona	12/09/1992
5000 m	6	18min23s52	Cláudio da Silva	Brasil	Barcelona	12/09/1992
5000 m	7	16min34s36	Joseph Parker	EUA	Atlanta	18/08/1996
5000 m	8	16min53s19	Ivan Hompanera	Espanha	Sydney	27/10/2000
4 x 100	5-8	48s24	Austrália	Austrália	Sydney	28/10/2000
4 x 400	5-8	3min48s46	Austrália	Austrália	Sydney	23/10/2000

Recordes mundiais das provas de corrida para homens sem deficiência, de acordo com a IAAF – *International Association of Athletics Federations* (<http://www.iaaf.org>), até dezembro de 2003:

prova	tempo	atleta	nacionalidade	local	data
100 m	9s78	Tim Montgomery	EUA	Paris	14/09/2002
200 m	19s32	Michael Johnson	EUA	Atlanta	01/08/1996
400 m	43s18	Michael Johnson	EUA	Sevilha	26/08/1999
800 m	1min41s11	Wilson Kipketer	Dinamarca	Colônia	24/08/1997
1500 m	3min26s00	Hicham El Guerrouj	Marrocos	Roma	14/07/1998
5000 m	12min39s36	Haile Gebrselassie	Etiópia	Helsinque	13/06/1998
10000 m	26min22s75	Haile Gebrselassie	Etiópia	Hengelo	01/06/1998
Maratona	2h04min55s	Paul Tergat	Quênia	Berlim	28/09/2003
3000 m obst.	7min55s28	Brahim Boulami	Marrocos	Bruxelas	24/08/2001
110 m bar.	12s91	Colin Jackson	Grã-Bretanha	Stuttgart	20/08/1993
400 m bar.	46s78	Kevin Young	EUA	Barcelona	06/08/1992
4 x 100 m	37s40	Estados Unidos	EUA	Barcelona	08/08/1992
	37s40	Estados Unidos	EUA	Stuttgart	21/08/1993
4 x 400 m	2min54s20	Estados Unidos	EUA	Uniondale	22/07/1998

ANEXO 5

ESQUEMÁTICO DOS CIRCUITOS DO EQUIPAMENTO



ANEXO 6

FORMULÁRIO DE CONSENTIMENTO ESCLARECIDO

PROJETO DE PESQUISA: *BIOFEEDBACK* PARA CORREDORES COM PARALISIA CEREBRAL

PESQUISADOR (mestrando): Caio Ferraz Cruz

ORIENTADOR: Prof. Dr. Antônio Augusto Fasolo Quevedo

Departamento de Engenharia Biomédica
Faculdade de Engenharia Elétrica e de Computação
Universidade Estadual de Campinas

Eu, _____, ____ anos de idade, RG _____, concordo em realizar, por livre e espontânea vontade e de forma não-remunerada, séries de experimentos não-invasivos, que serão realizados em pista de atletismo para coleta de dados referentes a aceleração de meus membros superiores durante a corrida, utilizando instrumento eletrônico (acelerômetro), que será acoplado a meu corpo, sem causar dano a minha saúde.

Permito a utilização de meus dados para fins de pesquisa científica e sei que minha identidade será mantida em sigilo.

Declaro gozar de boa saúde para realizar os experimentos, isentando os pesquisadores de qualquer dano a minha saúde que venha a ocorrer em virtude de eventuais problemas já existentes anteriormente a esta pesquisa.

Estou ciente de que quaisquer dúvidas relativas aos experimentos serão imediatamente sanadas pelos pesquisadores.

Local e data: _____, ____ de _____ de _____.

assinatura do atleta voluntário

ANEXO 7

FICHA DE CADASTRO E EXPERIMENTOS DOS SUJEITOS DA PESQUISA

SUJEITO nº:

NOME:

TELEFONE:

IDADE:

CATEGORIA:

DEFICIÊNCIA:

TRATAMENTOS:

- medicamento:
- cirurgia:
- outros:

TREINADOR:

CLUBE:

EXPERIÊNCIA DE CORRIDA:

ESPECIALIDADE (tipo de prova):

MELHORES TEMPOS:

TESTE Nº

DATA:

HORA:

CONDIÇÕES CLIMÁTICAS:

LOCAL:

1º TIRO

2º TIRO

DISTÂNCIA:

DISTÂNCIA:

TEMPO:

TEMPO:

Nº DE FEEDBACKS:

Nº DE FEEDBACKS:

LIMIAR DE SENSIBILIDADE:

LIMIAR DE SENSIBILIDADE:

OBSERVAÇÕES:

OBSERVAÇÕES:

ANEXO 8

TABELA DE DADOS OBTIDOS NOS EXPERIMENTOS

SE: testes realizados sem equipamento de *biofeedback*

teste	SUJEITO 1 (800 m)		SUJEITO 2 (400 m)	
	tempo (s)	n. apitos	tempo (s)	n. apitos
1	194	SE	65	SE
2	205	1	77	0
3	218	1	71	0
4	205	7	75	1
5	191	1	79	0
6	194	13	70	0
7	190	4	74	0
8	195	3	65	0
9	186	2	76	0
10	202	0	63	0
11	184	15	66	7
12	192	17	63	0
13	201	5	72	3
14	193	4	82	16
15	204	9	66	13
16	184	SE	64	SE
17	187	12	60	SE
18	195	29	82	0
19	194	10	66	2
20	185	11	65	0
21	184	19	69	0
22	188	25	70	0
23	184	19	67	12
24	187	14	70	2
25	175	12	62	3
26	182	8	67	2
27	180	11	63	0
28	182	6	70	1
29	185	11	62	SE
30	191	3	60	SE
31	178	SE		
32	195	20		
33	182	11		
34	186	12		
35	178	3		
36	181	7		
37	183	8		
38	175	SE		