



UNIVERSIDADE DO PORTO

**FACULDADE DE CIÊNCIAS DO DESPORTO
E EDUCAÇÃO FÍSICA**

A Força em Ciclo de Alongamento Encurtamento

Estudo comparativo de dois processos de treino pliométricos

CAE longo VS. CAE curto

Carlos Eduardo Martins Pardal

Porto, Dezembro 2004



UNIVERSIDADE DO PORTO

**FACULDADE DE CIÊNCIAS DO DESPORTO
E EDUCAÇÃO FÍSICA**

A Força em Ciclo de Alongamento Encurtamento

Estudo comparativo de dois processos de treino pliométricos

CAE longo VS. CAE curto

Orientador:

Prof. Dr. M. A. Janeira

Aluno:

Carlos Eduardo Martins Pardal

**Trabalho redigido no âmbito da cadeira
Seminário – Alto Rendimento Basquetebol,
do 5º ano do Curso de Ciências do Desporto
da Faculdade de Ciências do Desporto e Educação Física
da Universidade do Porto**

Porto, Dezembro 2004

Índice

I Resumo

II Índice de Figuras e Quadros

1	Introdução	1
2	Objectivos	2
3	Revisão da literatura	3
3.1	Ciclo de Alongamento-Encurtamento	3
3.1.1	Conceito	3
3.1.2	Ciclo de Alongamento-Encurtamento – Pelo menos dois tipos	4
3.2	Análise do Counter-movement Jump e do Drop Jump	6
3.3	Factores de potenciação do CAE	9
3.3.1	Reflexos proprioceptivos	10
3.3.1.1	Fusos neuromusculares	11
3.3.1.2	Reflexo miotáctico	11
3.3.2.1	Orgãos tendinosos de Golgi	12
3.3.2.2	Reflexo do OTG	12
3.4	Propriedades elásticas dos músculos	13
3.4.1	Relações entre a rigidez muscular (stiffness) e eficiência muscular	19
3.5	Condições de potenciação do reflexo miotáctico e elasticidade muscular	21
3.5.1	Carga de pré-alongamento	21
3.5.2	Amplitude do movimento	22
3.5.3	Tempo de transição	23
3.6	Outros factores de potenciação do CAE	25
3.6.1	Pré-programação	25
3.6.2	Pré-tensão muscular	29
3.7	Counter-movement Jump ou CAE longo	30
3.7.1	Magnitude dos deslocamentos angulares	30
3.7.2	Tempo total de contacto com o solo	31
3.8	CAE curto Versus CAE longo	33
3.8.1	CAE curto	33
3.8.2	CAE longo	34
3.9	Diagnóstico, prognóstico e regulação do treino em ciclo alongamento- encurtamento (Pliometria)	36
4	Da revisão da literatura para a formulação de hipóteses	38
5	Material e métodos	39
5.1	Caracterização da amostra	39
5.2	Avaliação da Força Explosiva e Reactiva	40
5.3	Delineamento e calendarização do protocolo experimental	41
5.4	Programas de treino	42
5.5	Procedimentos estatísticos	44
6	Apresentação e discussão dos resultados	45
7	Conclusões	53
8	Bibliografia	54

I - Resumo

O Ciclo de Alongamento-Encurtamento (CAE) representa um tipo de funcionamento muscular relativamente independente das outras formas de manifestação de força. Implica um prévio alongamento e está presente em inúmeras actividades naturais, como correr, saltar ou lançar. Joga portanto um papel decisivo na maioria das modalidades desportivas.

Em nosso entender, é necessária a adopção de uma visão bipartida do CAE, dividindo-o em CAE longo e CAE curto, porque na realidade, estes dois tipos de CAE reflectem realidades substancialmente diferentes ao nível fisiológico, mecânico e anatómico. O primeiro é caracterizado acentuados deslocamentos angulares das articulações envolvidas e um tempo total de contacto com o solo a rondar os 600ms. O segundo envolve menores deslocamentos angulares e um tempo total de contacto com o solo na ordem dos 200ms.

Partindo deste entendimento, o presente estudo pretendia medir a influência de dois programas de treino pliométrico distintos. O primeiro orientado para o CAE longo e outro para o CAE curto, para averiguar em que medida estes diferentes processos de treino conduzem a diferentes adaptações nos atletas. Pretendia-se igualmente averiguar a influência de cada programa de treino na execução das técnicas de Basquetebol: (1) lançamento na passada, (2) Lançamento em suspensão e (3) ressalto.

A amostra foi constituída por 22 basquetebolistas do sexo feminino (Idade 15.41 +/- 1.01; Altura 165.45 +/- 4.06 e Peso 57.82 +/- 5.33), pertencentes aos escalões de Cadetes e Juniores Femininos do Grupo Recreativo Independente Brandoense. Foram constituídos três grupos experimentais: G1, n=8, sujeito a um programa de treino visando o CAE longo; G2, n=8, cujo programa de treino foi orientado para o CAE curto e o G3, n=6, o grupo de controlo.

O G1 evidenciou ganhos significativamente estatísticos, do primeiro para o segundo momento, nas provas de CMJ e LP. O G2 evidenciou ganhos significativos no DJ e LP. O G3 apenas evidenciou ganhos significativos na prova de CMJ-R.

Contudo, apesar dos diferentes ganhos, os grupos mantiveram-se homogéneos segundo a Análise de Variância (ANOVA).

Todavia, os dados obtidos permitem-nos reforçar a ideia de que diferentes CAEs devem ser treinados de diferentes maneiras, de acordo com os objectivos a atingir.

II - Índice de Figuras e Quadros

Figura 1 – Força de reacção e tempos de contacto no solo nas provas de Squat Jump, Counter Movement Jump e Drop Jump.	6
Figura 2 – Registo da força vertical, em Newton (N), desenvolvida sobre a plataforma de forças, em função do tempo para: (A) – SJ, (B) – CMJ e (C) – DJ.	7
Figura 3 – Diagrama simplificado ilustrando a disposição dos principais receptores sensoriais encontrados num músculo típico. As proporções do desenho estão altamente distorcidas, para facilitar a visualização. As fibras musculares apresentam usualmente um diâmetro de 0,1 mm e os FNM são ainda mais finos.	10
Figura 4 – Desenho em perspectiva de uma fibra muscular. Uma fibra muscular possui muitos feixes de miofibrilas. As miofibrilas contêm longas séries de sarcómeros, cada um deles com filamentos moleculares de actina e miosina interdigitados.	14
Figura 5 – Desenho esquemático do sarcómero. As linhas horizontais finas representam os filamentos de actina, as linhas horizontais grossas representam os filamentos de miosina, as linhas diagonais representam as pontes cruzadas entre a actina e a miosina. Em A , temos o músculo no seu comprimento de repouso. Em B , o músculo encontra-se alongado. Em C , o músculo encontra-se contraído.	14
Figura 6 – Electromiogramas médios (n=30) dos músculos <i>rectus femoris</i> e <i>gastrocnemius</i> durante impulsão vertical e saltos em profundidade respectivamente de 0,50 a 1,1 m. O tracejado e as setas indicam respectivamente o momento exacto de contacto e saída do solo (Schmidtbleicher e Gollhofer, 1985).	25
Figura 7 – Electromiogramas médios (n=30) dos músculos <i>gastrocnemius</i> na execução de saltos em profundidade de uma altura de 1,10 m de um sujeito não treinado, em cima, e um sujeito treinado, em baixo (Schmidtbleicher e Gollhoffer, 1982).	26
Figura 8 – Representação esquemática das três provas de impulsão vertical. A) Squat Jump; B) Counter-movement Jump e C) Drop Jump.	41
Quadro 1 – Médias e desvios padrão para as variáveis altura, peso e idade da amostra total, G1, G2 e G3.	39
Quadro 2 – Delineamento e calendarização do protocolo experimental.	42
Quadro 3 – Médias, desvios padrão e ANOVA dos resultados obtidos pelos três grupos, em todas as provas, no pré-teste.	45
Quadro 4 – Comparação das médias e desvios padrão dos resultados obtidos pelos três grupos, em todas as provas, no pré e pós teste, ganhos absolutos e percentuais	46
Quadro 5 – Médias, desvios padrão e ANOVA dos resultados obtidos pelos três grupos, em todas as provas, no pós-teste.	51

1- Introdução

Os movimentos musculares executados em Ciclo de Alongamento-Encurtamento (CAE) estão presentes em inúmeros movimentos naturais e, conseqüentemente, jogam um papel decisivo na quase totalidade das actividades desportivas.

O correr, o lançar, o saltar ou outros movimentos que impliquem um prévio alongamento muscular, são exemplos de movimentos onde o CAE está presente (Schmidtbleicher, 1996; Andrade, 1999; Carvalho e Carvalho, 2001).

São também conhecidos como movimentos reactivos ou pliométricos (Schmidtbleicher, 1996) e representam um tipo de funcionamento muscular relativamente independente das outras formas de manifestação de força (Komi e Bosco, 1987; Bosco, 1982; Komi, 1984; Gollhofer, 1987).

No entanto, em oposição à grande maioria da literatura especializada, alguns autores (Schmidtbleicher, 1996, 1999; Andrade, 1999; Carvalho e Carvalho, 2001) insistem na necessidade de uma visão bipartida do fenómeno do CAE, dividindo-o em CAE longo e CAE curto. O primeiro caracterizado por movimentos amplos, com deslocamentos angulares acentuados das articulações envolvidas e uma duração de aplicação de força entre os 300 a 600ms. O segundo, CAE curto, habitualmente o foco das atenções no estudo do CAE, com deslocamentos angulares mais curtos e com uma duração de aplicação de força entre os 100 a 200ms.

Estas diferenças mais visíveis poderão, numa primeira análise, serem consideradas insuficientes para que se fale em dois tipos de CAE. Contudo, como pretendemos mostrar ao longo deste trabalho, ao debruçarmo-nos em profundidade no estudo do CAE constatamos que na realidade se tratam de dois processos substancialmente distintos, ao nível fisiológico, biomecânico e anatómico, pese embora, ambos sejam acções neuromusculares realizadas em ciclo alongamento-encurtamento (Schmidtbleicher, 1996; Schmidtbleicher, 1999; Andrade, 1999; Carvalho e Carvalho, 2001).

Segundo Schmidtbleicher (1999), “devido aos diferentes factores biomecânicos e fisiológicos e sua contribuição para a performance específica, CAEs curtos e longos têm de ser treinados de diferentes maneiras.”

Andrade (1999) tendo em conta estas diferenças, levou a cabo um estudo em atletas de Voleibol onde mostrou que diferentes processos de treino, focalizados na capacidade de salto e orientados para o CAE curto e/ou longo provocaram diferentes adaptações nos atletas, adaptações estas que se reflectiram não só nas provas de Counter-movement Jump e Drop Jump, mas também nas diferentes técnicas específicas da modalidade, tais como o bloco ou o remate.

Tendo em conta a ausência de literatura sobre esta temática produzida a partir de estudos em Basquetebol, e sendo a capacidade de salto um factor tão decisivo e influente na performance dos basquetebolistas, quer a nível defensivo como ofensivo, parece-nos importante colmatar esta lacuna, para que possamos actuar de uma forma mais consciente e precisa no processo de treino, visando as mais elevadas performances dos nossos atletas.

2- Objectivos

São objectivos deste estudo:

Mostrar de uma forma clara que o CAE deve ser entendido de uma forma bipartida, CAE curto e CAE longo, para que a partir dessa visão se estructurem e planeiem de forma mais adequada aos objectivos a atingir os programas de treino específicos (pliométricos).

Mostrar que diferentes processos de treino, orientados para o CAE curto e para o CAE longo, conduzem a diferentes adaptações, coerentes com essa diferenciação.

Perceber a importância relativa de cada CAE para os saltos dos diferentes gestos técnicos do basquetebol, como o lançamento na passada, o lançamento em suspensão, e o ressalto, isto é, de que forma varia a altura atingida em cada um destes movimentos conforme o tipo de treino a que o atleta foi sujeito.

3- Revisão da literatura

3.1 Ciclo de Alongamento-Encurtamento

3.1.1 Conceito

O conceito de CAE, consiste na noção de que a potência de uma qualquer contracção, pode ser aumentada se for imediatamente precedida de uma contracção excêntrica do mesmo músculo (Komi e Bosco, 1987; Moura et al., 1998; Chu, 1992).

Komi e Kyrolainen (1996), referem que os exercícios musculares raramente envolvem formas puras e isoladas de contracções isométricas, concêntricas ou excêntricas. Os autores afirmam que os segmentos corporais estão periodicamente sujeitos ou a forças de impacto, como na corrida ou nos saltos, ou a forças de outro tipo, externo, como a força da gravidade que alonga os músculos. Durante estas fases o músculo actua de forma excêntrica, seguindo-se uma acção concêntrica. Como durante a fase excêntrica o músculo se encontra activo, a combinação destas acções forma um tipo natural de funcionamento muscular, designado por CAE (Norman e Komi, 1979; Komi, 1984). “O objectivo do CAE é tornar a acção final (fase concêntrica) mais potente do que a resultante de uma contracção concêntrica isolada (Komi e Kyrolainen, 1996)”.

Na execução destes movimentos, o músculo apresenta alterações no seu comportamento mecânico e metabólico durante a fase concêntrica, alterações que advêm da precedente fase excêntrica, o que parece justificar a potenciação do CAE (Komi & Gollhofer, 1997).

Inúmeros autores já demonstraram que uma contracção concêntrica produz uma maior expressão de força quando precedida de uma contracção excêntrica (Desmedt e Godaux, 1977; Gambetta, 1978; Komi e Bosco, 1978; Bosco et al., 1981; Hakkinen e Komi, 1983; Enoka, 1988; Allerheiligen, 1994).

Como a produção de força neste tipo de movimentos é maior, comparativamente a contracções concêntricas isoladas, é também legítimo afirmar que este tipo de movimento é mais eficiente (Aura e Komi, 1986; Komi, 1992, Komi e Kyrolainen, 1996).

3.1.2 Ciclo Alongamento-Encurtamento – Pelo menos dois tipos

A investigação neste tema surgiu quando Cavagna et al. (1965), em experiências em músculos isolados, demonstraram que a produção de força numa contracção concêntrica era potenciada quando o músculo era sujeito a um alongamento activo, imediatamente antes da contracção.

Desde então, o CAE tem sido amplamente estudado. Contudo, do ponto de vista neuro-fisiológico ele revela uma enorme complexidade e os seus mecanismos ainda não são compreendidos em toda a sua extensão. Os investigadores procuram explicar a potenciação deste tipo de movimentos através de inúmeros factores como os reflexos proprioceptivos, as propriedades elásticas dos músculos, a magnitude dos deslocamentos angulares das articulações envolvidas, entre outros, não existindo ainda um consenso sobre o papel ou o grau de importância de cada um dos factores.

Relativamente aos saltos, o objecto do nosso estudo, os investigadores utilizam as provas indicadas no protocolo de Bosco (1987). Este autor indica o Drop Jump (DJ) como prova de avaliação da força reactiva de curta duração e, o Counter Movement Jump (CMJ), como prova de avaliação da força reactiva de longa duração. O autor indica ainda o Squat Jump (SJ) como prova de avaliação da força explosiva, que apesar de não ser o ponto fulcral do nosso trabalho, representa um papel importantíssimo na análise da força reactiva.

A confusão e a aparente contradição entre estudos nesta área emanam, a nosso ver, do uso indiscriminado do Drop Jump (DJ) ou do Counter Movement Jump (CMJ), na tentativa de explicar o CAE. Estas duas provas, embora representem acções neuromusculares desenvolvidas em CAE, têm realidades e mecanismos fisiológicos, biomecânicos e anatómicos completamente distintos (Schmidtbleicher, 1996; Schmidtbleicher, 1999; Andrade, 1999; Carvalho e Carvalho, 2001).

Segundo estes autores, cuja visão partilhamos, urge distinguir entre pelo menos dois tipos de CAE, o de curta (CAE curto) e o de longa duração (CAE longo).

Schmidtbleicher (1986), citado por Schmidtbleicher (1996, 1999) refere que “é necessária a distinção entre CAE curto e CAE longo (fast ssc e slow ssc, segundo a terminologia adoptada pelo próprio). O CAE longo é caracterizado por um maior deslocamento angular das articulações da bacia, joelho e tibio-társica e por uma fase de

activação de cerca de 300 – 500 ms. O CAE curto envolve menores deslocamentos angulares das articulações acima mencionadas e uma duração entre 100 e 200 ms”.

Estas serão, porventura, as diferenças mais visíveis entre os dois tipos de CAE, mas reflectem duas realidades distintas, sendo também utilizadas em situações distintas.

O CAE longo é utilizado quando o indivíduo não vem animado de energia cinética e utiliza um pré-alongamento para potenciar a maquinaria contráctil, como num salto de ressalto de Basquetebol ou no bloco de Voleibol. É também utilizado em alguns testes como o Reach and Jump Test, ABALAKOW-Test ou o Counter Movement Jump (Schmidtbleicher, 1996; Schmidtbleicher, 1999; Andrade, 1999; Carvalho e Carvalho, 2001)..

O CAE curto é utilizado quando o corpo do indivíduo vem animado de energia cinética, sendo a capacidade de armazenar e reutilizar energia elástica um factor fundamental para a performance deste tipo de CAE. É utilizado, normalmente, nas fases de contacto com o solo na corrida , nos saltos em altura e comprimento e nas fases de take off da maioria dos saltos dos jogos desportivos (Schmidtbleicher, 1999).

É também responsável pela alta eficiência muscular durante a corrida (Komi & Gollhofer, 1997; Cavagna, 1977).

3.2 - Análise do Counter-movement Jump e do Drop Jump.

Na Figura 1, podemos observar as diferenças ao nível do tempo de contacto com o solo e respectivas forças de reacção no solo, no SJ, CMJ e DJ.

Como já referimos acima, o SJ avalia a força explosiva dos membros inferiores, medida essencial na análise e interpretação da força reactiva. O CMJ e o DJ avaliam o que Schmidtbleicher (1985) denomina de força rápida em Ciclo de Alongamento-Encurtamento.

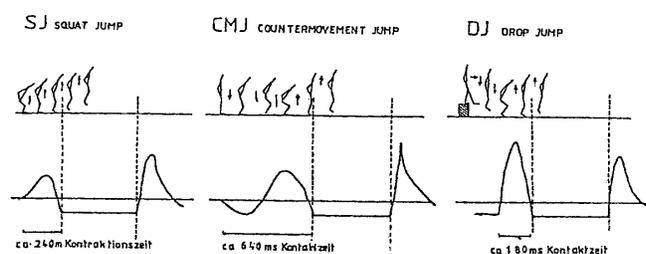


Figura 1 – Força de reacção e tempos de contacto no solo nas provas de Squat Jump, Counter Movement Jump e Drop Jump.

Observando a figura 1, facilmente constatamos as diferenças ao nível do tempo disponível para a produção de força em cada uma das provas:

- 240 ms no Squat Jump;
- 640 ms no Counter Movement Jump;
- 180 ms no Drop Jump.

Podemos igualmente verificar que no CMJ, a magnitude dos deslocamentos das articulações da bacia, joelho e tibio-társica é substancialmente superior à registada no DJ.

A figura 2, procura descrever o registo do nível de tensão desenvolvida sobre a plataforma de forças, ao longo do tempo, para estas mesmas provas. Para uma melhor análise, podemos dividir os saltos numa fase de chamada, seguida pelo take-off ou toe-

off, que corresponde ao momento em que o indivíduo abandona o solo, o respectivo tempo de voo e finalmente a queda.

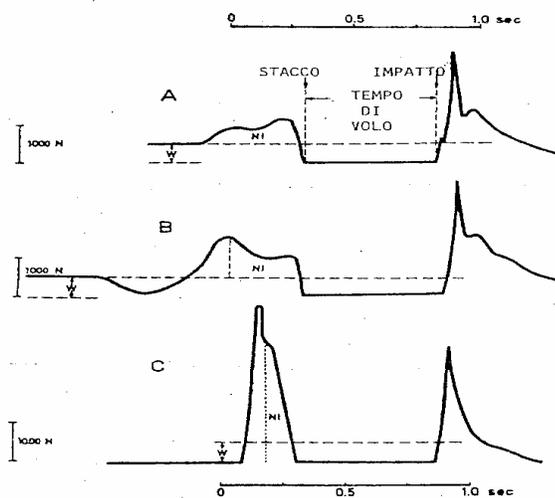


Figura 2 – Registo da força vertical, em Newton (N), desenvolvida sobre a plataforma de forças, em função do tempo para: (A) – SJ, (B) – CMJ e (C) – DJ.

Em **A**, temos o SJ, um salto vertical, partindo de uma posição estática, de semi-agachamento. Neste caso não existe qualquer fase excêntrica durante o movimento. Isto quer dizer que o impulso vertical se deve única e exclusivamente à força produzida pelos elementos contrácteis dos músculos extensores dos membros inferiores.

O tempo disponível para tal, 240 ms, corresponde ao tempo que medeia o momento em que a força gerada sobre a plataforma é superior ao peso corporal, até ao momento em que o indivíduo abandona a plataforma. Existe portanto um aumento progressivo da força de impulsão.

Esta característica, máxima produção de força no menor tempo possível, é denominada força explosiva.

O CMJ, **B**, inicia-se com o sujeito na posição vertical, registando a plataforma o seu peso corporal. Segue-se uma fase excêntrica, o movimento descendente preparatório. Nesta fase descendente (contração excêntrica), o centro de gravidade do indivíduo é acelerado em direcção ao solo, o que faz com que a tensão registada na plataforma seja inferior ao seu peso corporal. A fase ascendente inicia-se quando a tensão registada na plataforma volta a aumentar. No momento em que esta tensão é igual ao peso corporal do indivíduo inicia-se a fase ascendente do salto.

Neste salto, CMJ, verificam-se um maior nível de tensão gerada sobre a plataforma, bem como, um maior intervalo de tempo para a produção de força, 640 ms, o que irá corresponder a um maior impulso propulsor.

Finalmente em C, temos o DJ. Neste salto o sujeito encontra-se num plano superior, não se registando por isso qualquer valor na plataforma de força. Após a queda do sujeito, podemos constatar os elevados níveis de tensão registados na plataforma, tão maiores quão maior for a altura de queda e, um tempo de contacto com o solo extremamente reduzido, cerca de 180 ms.

Estas duas características, elevados níveis de tensão (factor potenciador do reflexo de estiramento) e curtos intervalos de tempo, são apontadas pela literatura como duas das mais importantes características do Ciclo Alongamento Encurtamento.

3.3- Factores de potenciação do CAE

Da consulta da generalidade da literatura existente sobre este tema, podemos concluir que os investigadores procuram explicar a melhoria do rendimento nos movimentos em CAE, principalmente através de dois factores, que consideram ser os mais influentes:

1- Propriedades elásticas dos músculos

Refere-se à capacidade dos músculos armazenarem energia potencial nos elementos elásticos do sistema músculo-tendinoso, reutilizando-a posteriormente como energia contráctil na contracção concêntrica imediata (Bosco e Komi, 1979; Enoka, 1988; Schmidtbleicher, 1996; Komi e Gollhofer, 1997;).

2- Reflexos proprioceptivos

Diversos estudos sugerem que nos movimentos balísticos existe uma potenciação reflexa ou um contributo adicional, provocada pelo estiramento e consequente activação dos Fusos Neuromusculares, aproveitando assim o reflexo de estiramento para reforçar a contracção concêntrica (Enoka, 1988; Chu, 1992; Komi e Gollhofer, 1997).

A literatura aponta ainda três condições essenciais para a potenciação dos reflexos proprioceptivos e elasticidade muscular:

- Grande velocidade (intensidade) de alongamento;
- Pequena amplitude de movimento;
- Reduzido tempo de transição entre as fases excêntrica e concêntrica.

Facilmente podemos constatar que o Drop Jump, ou CAE Curto, se enquadra nestas características. Porém, com a mesma facilidade, constatamos que o CMJ, ou CAE Longo, não cumpre estas premissas. De facto, o tempo de contacto com o solo no CMJ é cerca de três vezes superior ao do DJ, enquanto que os níveis de tensão registados são substancialmente inferiores. Todavia, ambos reproduzem manifestações de força em CAE.

Komi e Gollhofer (1997) referem que o aproveitamento da energia elástica armazenada está intimamente associado ao reflexo de estiramento, visto este permitir uma activação muscular intensa, evitando dessa forma a dissipação da energia acumulada na fase excêntrica.

Apesar de ser notória uma relação íntima entre estes dois factores de potenciamento (propriedades elásticas dos músculos e reflexos proprioceptivos), eles serão abordados de forma separada nos próximos capítulos, para que se consiga obter uma melhor compreensão dos mesmos e da forma como se interrelacionam.

3.3.1 Reflexos Proprioceptivos

O Sistema Nervoso Central (SNC) controla e coordena todas as acções motoras utilizando para isso informações ou feedbacks, provenientes de receptores localizados nos músculos, na pele e nas articulações.

Nos músculos existem três tipos de receptores, ou mecanorreceptores, que informam o SNC acerca das alterações do comprimento e da força muscular, como podemos observar na Figura 3. Dois tipos de receptores podem ser encontrados nos Fusos Neuromusculares (FNM), sendo conhecidos como receptores de estiramento primários e receptores de estiramento secundários. Os Órgãos Tendinosos de Golgi (OTG) são o terceiro tipo de mecanorreceptores encontrados nos músculos.

As acções dos mecanorreceptores passam, essencialmente, por facilitar, reforçar ou inibir as contracções musculares.

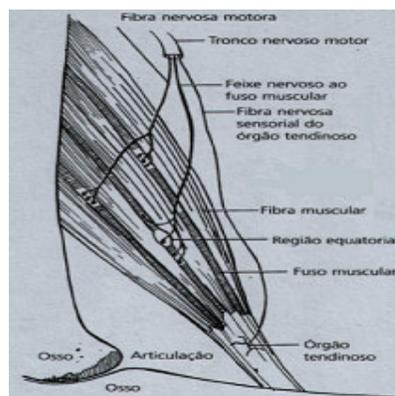


Figura 3 – Diagrama simplificado ilustrando a disposição dos principais receptores sensoriais encontrados num músculo típico. As proporções do desenho estão altamente distorcidas, para facilitar a visualização. As fibras musculares apresentam usualmente um diâmetro de 0,1 mm e os FNM são ainda mais finos.

3.3.1.1 Fusos Neuromusculares

Os fusos neuromusculares são estruturas alongadas, compostas de feixes de pequenas fibras musculares intrafusais (IF). Estas estão dispostas paralelamente às fibras musculares extrafusais (EF), o componente muscular produtor de força, fixando-se em ambas as extremidades das EF ou dos tendões musculares (Jones, 2001).

Devido à sua posição no músculo, os FNM são “especificamente responsivos às alterações do comprimento muscular (Jones, 2001)”, visto estas se reflectirem como alterações do comprimento do FNM.

Os FNM fornecem informações detalhadas sobre o comprimento e movimento musculares ao SNC. Os receptores de estiramento primários, mais sensíveis, sinalizam a velocidade e a direcção do estiramento muscular ou do movimento do membro. Os receptores de estiramento secundário, menos sensíveis, informam o SNC sobre o comprimento muscular estático ou a posição do membro (Jones, 2001).

3.3.1.2 Reflexo miotáctico

O reflexo miotáctico ou de alongamento é mediado pelos FNM, e funciona como uma medida de protecção para o sobre-estiramento.

Quando um músculo é alongado, assiste-se igualmente a um alongamento das IF, o que provoca um estímulo que é enviado ao SNC. Este estímulo despoleta então o reflexo miotáctico, que activa o músculo, ordenando a sua contracção (Jones, 2001).

O reflexo miotáctico é accionado no sentido de proteger o sobre-estiramento, salvaguardando riscos de lesão, opondo-se ao alongamento e impedindo alterações súbitas no comprimento do músculo (Allerheilgen, 1994; Henson, 1994).

Paralelamente, o músculo antagonista é inibido, processo denominado de **Inibição recíproca**.

Segundo Lundin e Berg (1991), a intensidade do estiramento muscular determina proporcionalmente o estímulo eferente e conseqüentemente a posterior força de contracção.

Radcliffe e Farentinos (1985) referem que, nos movimentos em CAE, este estímulo eferente leva os músculos a contraírem-se de forma mais rápida e com maior potência.

O reflexo de alongamento ou miotáctico actua como um acréscimo de activação eléctrica, podendo ser equiparado ao efeito de uma estimulação eléctrica de alta frequência (Bührle, 1990), aumentando o número de Unidades Motoras recrutadas, assim como a sua frequência de activação (Dintiman e Ward, 1988).

3.3.2.1 Órgãos Tendinosos de Golgi

O Órgão Tendinoso de Golgi é normalmente encontrado na junção entre o tendão muscular e um pequeno grupo de fibras musculares extrafusais, sendo por isso considerado “em série” com esse mesmo grupo de fibras. É especialmente sensível às forças geradas por esse mesmo grupo, e pouco ou nada sensível aos restantes.

Detecta a tensão gerada tanto pelo alongamento passivo quanto pela contracção activa do músculo, sendo no entanto, mais sensível à elevação da tensão resultante de contracções (Jones, 2001).

3.3.2.2 Reflexo do OTG

Quando os OTG são activados, enviam sinais nervosos para o SNC, que por sua vez envia respostas eferentes inibidoras da contracção levando ao relaxamento do músculo (Clarke, 1973).

O reflexo do OTG é um mecanismo de protecção, que visa impedir o desenvolvimento excessivo de tensão no músculo, procurando evitar a sua ruptura ou lesão, a partir do momento em que a tensão ultrapasse as possibilidades estruturais do sistema músculo-tendinoso (Davies e Sears, 1970; Allerheiligen, 1994).

Em suma, os FNM e os OTG funcionam como mecanismos de protecção, contudo, exercem influências opostas.

Os primeiros salvagam o músculo de um possível sobre-estiramento, despoletando, reforçando e/ou facilitando a contracção. Os segundos previnem o

desenvolvimento de sobre-tensão muscular, inibindo e relaxando o músculo. Daí o reflexo do órgão tendinoso ser também denominado por reflexo miotáctico inverso ou reflexo de estiramento inverso.

Atendendo ao facto de que a força de contracção provocada pelo reflexo miotáctico será tão maior quão mais intenso for o alongamento, é de esperar que no CAE curto, devido às características descritas anteriormente, o reflexo de estiramento assuma uma maior preponderância na produção de força durante a contracção concêntrica do que no CAE longo.

Da mesma forma, podemos concluir que a acção inibidora do reflexo do OTG se fará sentir mais facilmente nos movimentos executados em CAE curto, onde os níveis de tensão observados são significativamente maiores.

Bosco et al. (1982) sugere que apesar das componentes elásticas poderem desempenhar um papel mais importante, os reflexos proprioceptivos não podem ser ignorados nos movimentos que solicitam a união de contracções excêntrica-concêntrica.

Apesar do CMJ não preencher os requisitos de potenciação dos reflexos proprioceptivos, a generalidade dos autores não descarta por completo a hipótese de estes mecanismos proprioceptivos estarem envolvidos na construção e maximização do estado activo dos músculos para o início da fase concêntrica neste tipo de saltos.

3.4 Propriedades Elásticas dos Músculos

O músculo esquelético é composto por dois tipos de tecido. O tecido muscular, o elemento contráctil, e o tecido conjuntivo, elemento não contráctil. É da interacção das propriedades destes dois tipos de tecido que o músculo obtém as suas características mecânicas únicas (Jones, 2001).

O seu principal constituinte são as fibras musculares, finas e longas, e é nestas fibras que residem as propriedades contrácteis do músculo. Estas fibras contêm feixes de subestruturas denominadas de miofibrilas. Estas miofibrilas apresentam um padrão estriado em todo o seu comprimento, sendo que cada repetição do padrão é denominada de sarcómero. O músculo esquelético é também denominado de músculo estriado devido a esse mesmo padrão, ausente do músculo liso visceral, e que se deve à alternância de finos filamentos proteicos, a actina, com filamentos proteicos grossos, a

miosina. Estas unidades proteicas, a actina e a miosina, são as responsáveis pela contracção muscular, através da formação de pontes cruzadas (Jones, 2001).

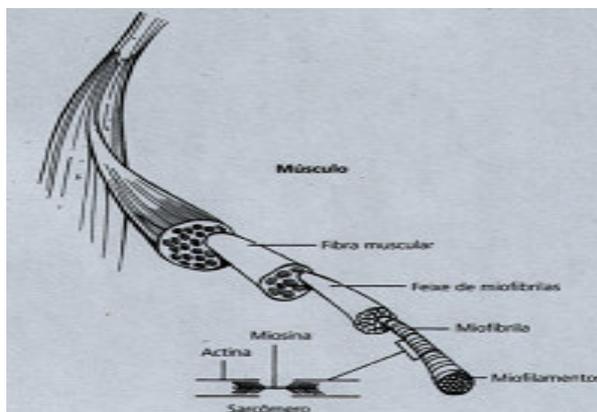


Figura 4 – Desenho em perspectiva de uma fibra muscular. Uma fibra muscular possui muitos feixes de miofibrilas. As miofibrilas contêm longas séries de sarcômeros, cada um deles com filamentos moleculares de actina e miosina interdigitados.

As pontes cruzadas ou transversas, são “finas extensões dos filamentos de miosina, que estabelecem contacto com os filamentos de actina, formando fixações em sítios de ligação específicos sobre a molécula de actina (Jones, 2001).” Cada ponte cruzada contribui para a produção de força, traccionando os dois filamentos de actina em direcção ao centro do sarcômero, sendo que o número total de pontes cruzadas que podem ser formadas determina a força total que um músculo pode desenvolver (Jones, 2001).

A capacidade de se estabelecerem pontes cruzadas e, conseqüentemente, produzir força é determinada pelo comprimento muscular, sendo explicada pelo modelo do filamento deslizante (Jones 2001).

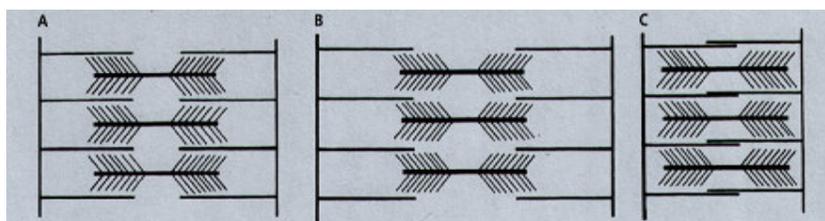


Figura 5 – Desenho esquemático do sarcômero. As linhas horizontais finas representam os filamentos de actina, as linhas horizontais grossas representam os filamentos de miosina, as linhas diagonais representam as pontes cruzadas entre a actina e a miosina. Em **A**, temos o músculo no seu comprimento de repouso. Em **B**, o músculo encontra-se alongado. Em **C**, o músculo encontra-se contraído.

Na Figura 5, podemos observar de que forma as pontes cruzadas são estabelecidas nos vários comprimentos musculares.

Em **A**, o músculo está em repouso, sendo o seu comprimento intermédio. Neste caso, a maioria das pontes cruzadas é capaz de contactar sítios de ligação nos filamentos de actina. Isto irá resultar numa maior capacidade de produção de força, produto de um maior número de pontes cruzadas entre a actina e a miosina, como já referimos anteriormente.

Na situação **B**, o músculo encontra-se alongado. Como podemos observar, uma grande parte das extensões dos filamentos de miosina não se consegue ligar com os filamentos de actina, e dessa forma estabelecer as pontes cruzadas. O músculo alongado possui então uma menor capacidade de produzir força, comparativamente ao seu comprimento de repouso.

Finalmente em **C**, o músculo está contraído. O que verificamos nesta situação é que os filamentos de actina estão sobrepostos, interferindo entre si e, conseqüentemente, reduzindo o número de sítios de ligação disponíveis. Mais uma vez a capacidade de se estabelecerem pontes cruzadas diminui, o que fará diminuir também a capacidade de produzir força.

Logo, “em comprimentos muito curtos e muito longos, o músculo gera força, mas de forma menos eficaz que nos comprimentos intermediários (Jones, 2001).”

Hill (1950), descreveu o comportamento e funcionamento do músculo esquelético num modelo que ainda hoje é aceite e reconhecido no seu essencial.

Segundo este modelo, a estrutura muscular pode ser representada por uma componente contráctil (CC) e por uma componente elástica. A componente elástica poderá ainda se subdividir em componentes elásticos em série (CES) e componentes elásticos em paralelo (CEP).

A CC é basicamente constituída pelos miofilamentos de actina e miosina.

Os CES podem ser divididos em activos, como as pontes cruzadas entre a actina e a miosina, e passivos, compostos pelos tendões e tecido conjuntivo.

Segundo Enoka (1988), a CC e os CES são os responsáveis pelo comportamento do músculo activo. Este autor refere que os CES, por estabelecerem a ligação entre as

componentes contrácteis e destas com a periferia, constituem-se como um meio transmissor de força contráctil.

Os CEP são formados pelas membranas que envolvem as fibras, fascículos e todo o músculo (peromísio, endomísio e epimísio) e se reúnem nos tendões. Estes componentes estão localizados no interior de estruturas passivas e representam a capacidade dessas estruturas de exercerem força passiva, quando o músculo relaxado é alongado. Tem ainda como função fazer com que o músculo retorne ao seu comprimento de repouso após o alongamento (Enoka, 1988), comportando-se uma tira de borracha. Esta tensão suportada pelos CEP é denominada de “stiffness” (rigidez) muscular, e pode ser treinada e desenvolvida de forma a aumentar ou diminuir a rigidez do sistema músculo-tendinoso.

Contudo, Bosco e Komi (1979) afirmam que a rigidez muscular não é apenas dependente dos CEP. Também os CES contribuem para a rigidez muscular através de um fenómeno denominado por Short Range Elastic Stiffness. Vejamos.

Segundo Schmidtbleicher (1999), “em condições fisiológicas normais, a elasticidade de um músculo é principalmente dominada pelos elementos contrácteis.” Este autor refere que Joyce et al. (1969) e Rack e Westbury (1974) demonstraram em músculos de gato isolados, que o músculo inactivo quase não apresenta resistência a um alongamento positivo.

Schmidtbleicher (1999) refere ainda que independentemente do comprimento inicial do músculo, o músculo activo apresenta uma maior “stiffness” no início do alongamento. Se este alongamento prosseguir, essa força (stiffness) diminui, apelidando este fenómeno de “short range elastic stiffness” (SRES).

Schmidtbleicher (1999) explica que a SRES se deve essencialmente ao complexo actina-miosina. Isto é, quanto mais activo estiver o músculo, maior será o número de pontes cruzadas estabelecidas entre a actina e a miosina e, conseqüentemente, maior será a SRES. Se durante o alongamento se verificar um aumento de 3 a 4% do tamanho inicial do músculo, ocorrerá um desprendimento das pontes cruzadas o que levará a uma diminuição da força produzida.

Schmidtbleicher (1999) aponta como outra possibilidade para o armazenamento de energia elástica os filamentos elásticos nos sarcómeros. Citando Maruyama et al.

(1977) e Wang et al. (1979), o autor refere que a parte citoesquelética do sarcómero é constituída por filamentos como a titina e a meromiosina, que possuem qualidades elásticas. Quando a titina é alongada, esta oferece resistência ao alongamento, mesmo que o músculo se encontre inactivo. Segundo McBride et al. (1999) o treino da força poderá influenciar a qualidade da titina.

Também o tendão possui a capacidade de armazenar energia elástica durante a fase excêntrica do movimento. Esta energia armazenada irá potenciar a produção de força na subsequente fase concêntrica (Schmidtbleicher, 1999). Portanto, a quantidade de energia dispendida num movimento em CAE será menor comparativamente a uma acção puramente concêntrica isolada (Morgan et al., 1978).

Cavagna et al. (1977) estudaram extensivamente o armazenamento e utilização da energia elástica durante a corrida. Estes autores descobriram que o trabalho positivo era consideravelmente mais elevado que a energia consumida durante o processo, e que esta eficiência aumentava com o aumento efectivo da velocidade. Concluíram então, o trabalho positivo, ou fase propulsora da corrida, era principalmente sustentado pela acção dos elementos elásticos e em menor grau pelo encurtamento activo dos extensores dos membros inferiores, em corridas de alta velocidade.

Também Lundin e Berg (1991) constataram que “uma fracção apreciável de trabalho positivo externo realizado durante a corrida surge dos elementos elásticos alongados pela energia cinética do corpo durante a fase inicial do trabalho negativo.”

Fukashiro et al. (1983), após estudarem a execução de saltos verticais repetidos, sugeriram que os componentes elásticos suportavam entre metade a dois terços do trabalho positivo total.

Vários autores estudaram os saltos verticais, concluindo que os melhores resultados se verificavam nos saltos realizados com um prévio alongamento muscular, quando comparados com saltos de impulsão vertical partindo de uma posição estática (Asmussen e Peterson, 1974; Komi e Bosco, 1978; Bosco et al., 1982; Bosco e Komi, 1982).

Face a estes resultados e outros similares, os autores tendem a apontar a elasticidade muscular, como um dos principais factores de potenciação do CAE, num contexto de armazenamento e reutilização da energia elástica.

A este propósito, Radcliffe e Farentinos (1985) referem que o músculo comporta-se como uma “tira de borracha” quando alongado. Isto é, acumula energia elástica, podendo depois reutilizá-la numa reacção oposta, como por exemplo, numa impulsão após o contacto com o solo. Esta energia elástica é então “adicionada” à força produzida na contracção concêntrica, conseguindo-se assim um movimento potenciado e mais eficiente.

Esta capacidade de armazenar e utilizar energia elástica varia entre praticantes de diferentes modalidades (Bosco e Komi, 1982).

A rigidez mio-tendinosa (stiffness) pode ser influenciada pelo treino (Komi, 1979; Gambetta, 1987; Wilson et al., 1992).

No entanto, alguns autores vieram contestar a ideia da utilização da energia elástica e conseqüente maior eficiência muscular nos movimentos realizados em CAE.

Ingen Schenau et al. (1997) e Ingen Schenau (1998) investigaram o CMJ e concluíram que o “mecanismo de poupança de energia” dos CES não podia aumentar a eficiência muscular, visto não contribuir para a conversão de energia metabólica em trabalho mecânico, refutando igualmente a utilização de energia elástica durante o CAE.

Komi e Gollhofer (1997) argumentaram que Ingen Schenau et al. (1997) e Ingen Schenau (1998) utilizaram como modelo de estudo o CMJ, não possuindo este movimento as características do CAE eficiente.

De facto, para obtermos um movimento com as características de um CAE eficiente teremos de obedecer às condições de potenciação das propriedades elásticas dos músculos e dos reflexos proprioceptivos, que como já vimos anteriormente, são apontados como os factores mais importantes para a explicação da melhoria de rendimento observada neste tipo de movimentos.

3.4.1 Relações entre a rigidez muscular (stiffness) e a eficiência muscular

A eficiência muscular consiste na relação entre o trabalho desenvolvido pelo músculo e o custo metabólico dessa acção.

Vários autores consideram o armazenamento e subsequente libertação de energia elástica durante o CAE, um mecanismo de poupança de energia (Cavagna et al. 1970, 1977; Alexander, 1991; Biewerer e Roberts, 2000).

Os estudos nesta área apontam para o facto de que a capacidade de armazenar e reutilizar energia elástica estar relacionada com a complacência (menor índice de stiffness) dos complexos miotendinosos (CMT) envolvidos.

Por outro lado, a rigidez do CMT (maior índice de stiffness) para estar positivamente relacionada com a produção de força isométrica e concêntrica.

Walshe e Wilson (1997) referem que o índice de stiffness também parece influenciar a activação dos OTG. Isto porque, durante o alongamento, um CMT mais complacente ou flexível irá registar menores tensões, logo o reflexo inibitório irá também diminuir.

Esta característica muscular assume-se como um factor fundamental a ter em conta no estudo dos movimentos em CAE.

O desenvolvimento recente de medidores “in vivo” do stiffness muscular tem permitido aos investigadores estimar a complacência dos CMT em determinadas posições na corrida e saltos, bem como relacioná-la com a performance em contracções concêntricas, excêntricas, isométricas ou em regime de CAE.

Walshe e Wilson (1997) verificaram que indivíduos mais complacentes obtiveram melhores resultados na execução de DJ's, especialmente nas mais elevadas alturas de queda.

Relativamente ao CMJ, a relação entre o stiffness e a performance não é tão clara, levando a crer que neste movimento, a capacidade contráctil se assume como o factor mais importante (Kubo et al., 1990).

Ettema (2001) obteve resultados que indicam que os CES complacentes apresentam uma eficiência muscular optimal durante os movimentos em CAE. Por outro lado, os CES rígidos apresentavam valores similares de eficiência muscular

durante contracções puramente concêntricas. O autor concluiu que o stiffness muscular estava directamente relacionado com a eficiência muscular.

Estes dados implicam que determinado indivíduo seja mais ou menos apto para a realização de determinado movimento (CAE, isométrico, concêntrico) consoante a rigidez muscular dos músculos envolvidos nesse mesmo movimento.

Wilson et al., (1991) aponta ainda outra explicação, a frequência natural de oscilação de força. Este autor refere que durante a execução de um movimento em CAE, um complexo miotendinoso complacente será mais vantajoso, não deixando de estar, no entanto, condicionado pela equivalência entre os parâmetros de activação do movimento e a frequência natural de oscilação de força de cada indivíduo.

Temos então que o stiffness muscular influencia a capacidade de produção de força e a capacidade de armazenar e reutilizar energia elástica de cada indivíduo.

Contudo, o stiffness muscular parece estar associado ao tipo de fibras que compõem o músculo, que como sabemos, podem ser influenciadas pelo treino.

Wells (1965), demonstrou em primeira mão que os CES de um músculo constituído predominantemente por fibras lentas eram mais rígidos do que os de um músculo com grande percentagem de fibras rápidas. Estudos posteriores vieram confirmar estes resultados (Kawai e Schachal, 1984; Petit et al., 1990).

Já foi igualmente demonstrado que quando através de uma técnica de treino se aumentam as fibras rápidas, a rigidez muscular diminui (Pusson et al., 1991; Almeida-Silveira et al., 1994). O mecanismo inverso, aumento das fibras lentas e consequente aumento da rigidez muscular, foi também observado por Goubel e Marini (1987).

3.5- Condições de Potenciação do Reflexo Miotáctico e Elasticidade Muscular

Como já vimos anteriormente, são três as condições essenciais apontadas pela literatura para a potenciação do reflexo miotáctico e elasticidade muscular:

-Grande velocidade (intensidade) de alongamento, ou **carga de pré- alongamento;**

-Pequena **amplitude de movimento;**

-Reduzido **tempo de transição** entre as fases excêntrica e concêntrica.

3.5.1 Carga de pré-alongamento

Nesta revisão já verificamos que quanto mais intenso for o pré-alongamento, maior será a intensidade do disparo do FNM e, conseqüentemente, mais potente será o reflexo de estiramento.

Vimos igualmente que na corrida, a maiores velocidades (maior carga de pré- alongamento), correspondia uma maior eficiência do movimento, conseguida através das propriedades elásticas do músculo.

Cavagna et al.(1968), observou no músculo isolado que quanto mais veloz for o alongamento, maior será a capacidade de armazenar e utilizar a energia elástica. Porém, no músculo isolado, não existe a activação dos OTG, inibidores musculares.

Os OTG assumem-se como o factor limitativo da intensidade do alongamento. Isto é, apesar de uma maior intensidade de alongamento favorecer a utilização do reflexo de estiramento e das propriedades elásticas dos músculos, um alongamento demasiadamente intenso irá activar os OTG, inibindo assim a contracção, inviabilizando assim o movimento em CAE.

Komi e Bosco (1978), estudaram DJ's de alturas variadas, entre 20 – 100 cm, como forma de verificar este conceito experimentalmente. Procuraram igualmente determinar a Altura Ideal de Queda (AIQ), altura a partir da qual os atletas expressam os melhores resultados, ou por outras palavras, a carga de alongamento optimal. Estes autores verificaram que a performance dos atletas (elevação do centro de gravidade) aumentava com o aumento da altura de queda, constatando-se uma inversão nesta

relação a partir dos 60 cm para os homens e dos 50 cm para as mulheres. Este ponto de inversão parece estar associado à retroregulação dos OTG, inibidores da contracção.

Também Asmussen e Boden-Peterson (1974) obtiveram resultados semelhantes, constatando que de facto existia uma melhoria na performance do DJ com o aumento da altura de queda, desde que esta não excedesse os 40 cm.

3.5.2 Amplitude do movimento

No caso dos saltos, a amplitude do movimento é principalmente definida pelo deslocamento angular da articulação do joelho.

A ideia de que a amplitude do movimento condiciona a utilização de energia elástica já tem algum tempo (Klissouras e Karpovich, 1967; Bosco et al. 1976).

A literatura sugere que após os estudos de Bosco e Komi (1979a, 1979b) é que começaram a surgir resultados mais consistentes neste tipo de estudos. Nesse estudo foi conduzida uma pesquisa no sentido de identificar a modificação das curvas força-velocidade e potência causada por diferentes tipos de alongamento prévio dos músculos extensores dos membros inferiores. Os sujeitos executaram saltos verticais partindo de uma posição estática e DJ's de diferentes alturas. Foi dito aos sujeitos para que após a queda saltassem imediatamente, promovendo uma pequena flexão da articulação do joelho ou uma flexão mais pronunciada, com um maior deslocamento angular. Os resultados mostraram que utilizando uma pequena flexão da articulação do joelho, a potência e a força eram bastante mais elevadas. Outros estudos vieram confirmar estes resultados, como os de Bosco et al. (1981; 1982), Komi e Bosco (1978), Schmidbleicher (1984, 1986), Schmidbleicher e Buhle (1985).

Estes dados estão também de acordo com os conceitos de SRES e modelo deslizante dos filamentos, nas pontes cruzadas, na medida em que o músculo quando alongado possui uma menor capacidade de estabelecer pontes cruzadas, o que reduz a capacidade de produção de força e conseqüentemente diminui o potencial de utilização da rigidez muscular de curto alcance (SRES).

3.5.3 Tempo de transição

Entende-se por tempo de transição (TT), o tempo que medeia a fase excêntrica e a fase concêntrica do movimento.

Este tempo de transição entre uma fase e outra está intimamente ligado com a amplitude do movimento e carga de alongamento. Num movimento com uma grande carga de alongamento e amplitude de movimento, o TT tenderá a aumentar. Pelo contrário, se quer a carga de alongamento, quer a amplitude do movimento forem reduzidas, o TT tenderá a diminuir.

Klissouras e Karpovich (1967) e Bosco et al. (1976), analisando saltos em comprimento, constataram que a distância atingida pelos saltadores variava na razão inversa com o tempo de contacto com a tábua de chamada. Os melhores resultados foram obtidos quando o centro de gravidade se elevava imediatamente após o contacto com a tábua de chamada, enquanto que a manutenção ou abaixamento do centro de gravidade durante a primeira fase do movimento caracterizava os saltos com piores resultados.

Estes investigadores concluíram que a chamada deve contar com o uso de energia armazenada nos músculos extensores durante a contracção excêntrica para a subsequente fase de impulsão. Um acentuado aumento no tempo entre a fase de cedência e a fase de superação conduz a um menor aproveitamento da energia elástica armazenada, o que condicionará negativamente a prestação no salto em comprimento.

Bosco e Komi (1979) compararam DJ's com e sem amortecimento com o intuito de comprovar experimentalmente que a capacidade de passar rapidamente de um alongamento para um encurtamento é a chave para o aproveitamento da energia elástica.

Temos então que nos saltos com amortecimento, os sujeitos realizavam um movimento excêntrico de maior duração e com maior amplitude, enquanto que nos DJ's sem amortecimento as flexões da articulação do joelho eram mínimas, procurando de imediato desenvolver a fase de ascensão, como que num ressalto.

Os dados obtidos permitiram aos autores concluírem que os valores de potência eram mais elevados nos saltos sem amortecimento, onde o comportamento elástico dos músculos se fazia notar de forma mais vincada.

Referiram ainda que a flexão dos joelhos afecta o comportamento elástico de pequena amplitude dos músculos (SRES), dissipando-se a energia sob a forma de calor.

Flytney e Hirst (1978) associam este facto ao “tempo de vida” das pontes cruzadas, visto que um alongamento demasiadamente prolongado irá provocar o desprendimento das pontes cruzadas e consequente dissipação da energia elástica armazenada.

Segundo Schmidtbleicher (1985) e Bobbert et al. (1986, 1987), a força desenvolvida no final do alongamento assume uma relação inversa com a duração do TT.

Bosco et al. (1981, 1982) também observaram nos seus estudos que quanto menor for o TT, maior será a tensão observada no final do alongamento e, consequentemente, maior será também a força produzida na fase concêntrica, nomeadamente em exercícios de salto em profundidade.

Vários autores entendem que a potenciação do CAE, passa por uma relação tão breve quanto possível entre as fases excêntrica e concêntrica (Bosco et al. 1981; Chu, 1984; Allerheiligen, 1994).

3.6- Outros factores de potenciação do CAE

Já vimos que a literatura tende a apontar o armazenamento e utilização da energia elástica e a potenciação reflexa como os principais factores de potenciação do CAE.

Todavia, existem outros mecanismos que apesar de ainda não estarem explicados em toda a sua extensão, parecem desempenhar um papel mais ou menos importante na realização deste tipo de movimentos.

3.6.1 Pré-programação

A teoria de Kornhuber, baseada em dados experimentais, sugere que nos movimentos balísticos, o córtex cerebral inicia a sua actividade antes do início dos movimentos, o que não acontece nos movimentos mais lentos.

O córtex cerebral calcula antecipadamente a força e tempo de intervenção das Unidades Motoras (UM) para que esta se dê ao mais alto nível (Kornhuber, 1974; Grimby e Hannez, 1977; Sal, 1991; Schmidtbleicher e Gollhoffer, 1982, 1985; Gollhofer e Schmidtbleicher, 1988).

Esta activação prévia é perfeitamente constatável no EMG dos músculos extensores dos membros inferiores durante a execução de saltos em profundidade, como podemos observar na fig. 6.

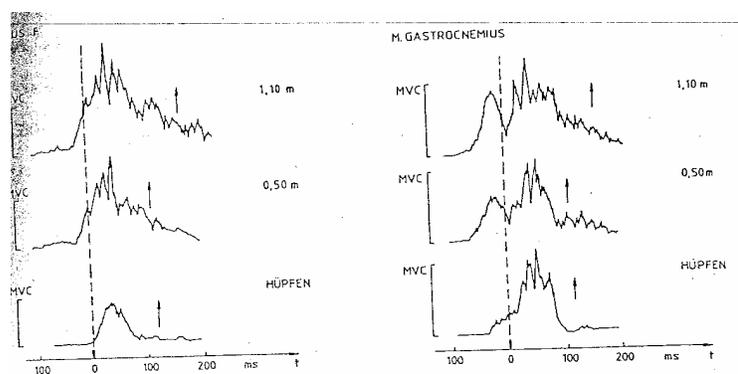


Figura 6 – Electromiogramas médios (n=30) dos músculos *rectus femoris* e *gastrocnemius* durante impulsão vertical e saltos em profundidade respectivamente de 0,50 a 1,1 m. O tracejado e as setas indicam respectivamente o momento exacto de contacto e saída do solo (Schmidtbleicher e Gollhofer, 1985).

Na figura 7, está representado o EMG integrado de 30 ciclos de saltos, nas provas de Squat-Jump, Drop Jump de 0,5 m e Drop Jump de 1,10 m. O contacto com o solo é representado pelo ponto 0 na escala temporal e o take-off pelas setas.

É visível uma pré-activação antes do contacto com o solo, principalmente no músculo *gastrocnemius*. Com o aumento da intensidade (altura dos saltos), podemos observar três alterações:

- (i) assiste-se a um aumento da actividade nervosa prévia;
- (ii) este aumento de actividade nervosa é também perceptível durante o contacto com o solo, possivelmente devido à actividade reflexa;
- (iii) o tempo de contacto com o solo é claramente superior no DJ de 1,10 m.

Será igualmente interessante comparar os registos electromiográficos do músculo *gastrocnemius*, em DJ's de uma altura de 1,10 metros, entre indivíduos treinados e não treinados.

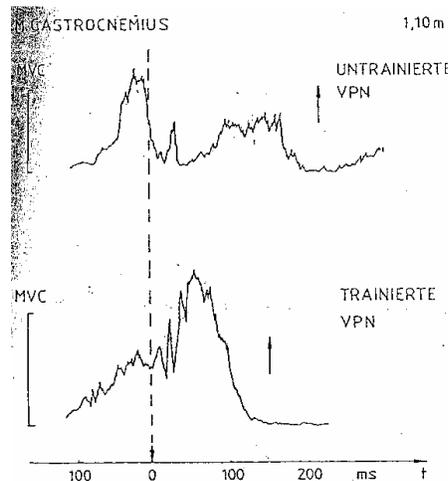


Figura 7 – Electromiogramas médios (n=30) dos músculos *gastrocnemius* na execução de saltos em profundidade de uma altura de 1,10 m de um sujeito não treinado, em cima, e um sujeito treinado, em baixo (Schmidtbleicher e Gollhoffer, 1982).

Durante a fase de queda, podemos verificar que o individuo não treinado apresenta uma actividade nervosa bem mais elevada que o individuo treinado. Já durante o contacto com o solo, que de resto é mais longo no individuo não treinado, observa-se uma maior actividade nervosa no individuo treinado.

Isto sugere que o indivíduo não treinado se “defende” de uma queda de uma apreciável altura, numa primeira fase, para depois realizar um salto de impulsão vertical simples, ao invés de executar um DJ de 1,10 m.

O facto de a actividade nervosa durante a fase de contacto com o solo ser mais reduzida neste sujeito indica-nos que existe uma pobre integração da actividade reflexa na realização do movimento.

Um movimento em CAE é naturalmente mais do que a junção de uma contracção excêntrica e uma concêntrica.

No indivíduo treinado verificamos que a actividade nervosa prévia não é tão elevada, nem se verifica nesta uma queda tão acentuada aquando o contacto com o solo, o que sugere que os mecanismos de protecção do indivíduo estão sob o seu controlo. Existe igualmente uma maior actividade reflexa durante a fase de contacto, visível no EMG pelos elevados picos de actividade registados, o que demonstra uma melhor integração da actividade reflexa (reflexo de estiramento) na consecução do salto, resultando numa maior expressão de força.

A capacidade de passar de uma fase excêntrica para uma concêntrica é também maior no indivíduo treinado, factor fundamental para aproveitar a energia elástica armazenada durante a fase excêntrica, por mecanismos já explicados previamente.

Schmidtbleicher (1999), refere que estas interferências na actividade eléctrica representam um ponto crítico para a execução destes saltos. Neste caso a actividade eléctrica regista uma acentuada queda imediatamente a seguir ao contacto com o solo (Gollhofer, 1993, citado por Schmidtbleicher, 1999), o que resulta numa reduzida SRES e contribuição reflexa, num maior tempo de contacto e num mais pobre impulso na fase concêntrica.

Este autor contesta ainda que esta redução no EMG seja principalmente explicada pelo reflexo inibitório do OTG, como resposta aos elevados picos de tensão no início do contacto com o solo. De facto, “observações e medições mostraram que a inibição começa ainda antes do contacto e que a tensão medida directamente no tendão de Aquiles só aumenta mais tarde. Portanto, parece improvável que o OTG seja responsável pela inibição (Schmidtbleicher, 1999)”.

Gollhofer e Kyrolainen (1991), citados por Schmidtbleicher (1999), referem que estas interferências na inervação se devem a estruturas nervosas centrais e podem ser influenciadas negativa ou positivamente pelo treino.

A inibição pode representar uma função protectora do músculo e tendão, evitando picos elevados de tensão. Consequentemente, a inibição ocorre igualmente com o aumento da fadiga (Schmidtbleicher, 1999).

Esta inibição ocorre também em indivíduos lesionados ou antes ou depois de uma operação. Apesar de nestas condições não existirem condições de sobrecarga ou fadiga, o EMG mostra a redução característica na actividade nervosa (Schmidtbleicher, 1996, citado por Schmidtbleicher, 1999).

Para Schmidtbleicher (1999), este planeamento do movimento reactivo ou pré-programação necessita de informação externa e interna. A informação interna provem dos mecanismos proprioceptivos, enquanto que a informação externa é recolhida pelos sistemas visual e acústico. Este autor refere-se a um estudo de Rapp e Gollhofer (1994) onde os sujeitos realizaram DJ's de olhos vendados. Nos saltos a partir de alturas constantes, a inibição ocorria. Porém após 8 a 10 repetições o EMG mostrava padrões normais, isto é, sem inibição. Todavia, quando os sujeitos eram confrontados com alturas variáveis e nenhuma informação era dada relativamente a essas alturas, a inibição era uma constante no padrão do EMG dos sujeitos.

A base comum para DJ's onde se verifiquem inibições é a falta de informação interna ou externa. Isto verifica-se em estados de fadiga ou lesão, mas também nos casos em que os indivíduos não conheçam o resultado (Schmidtbleicher, 1999).

De facto, “a falta de informação, interna ou externa, normalmente conduz a uma insuficiente imaginação do movimento que vai ser realizado. E sem uma imaginação precisa do movimento que vai ser realizado no futuro, o padrão do movimento reactivo irá ser dividido numa fase de aterragem e numa outra de impulsão. Nesse caso, a influência da actividade reflexa será suprimida pela inibição e o CAE não mais existirá (Schmidtbleicher, 1999)”.

3.6.2 Pré-tensão muscular

Existindo uma actividade nervosa prévia é legítimo afirmar que existirá igualmente uma contracção muscular, denominada de pré-tensão muscular.

A pré-tensão muscular é entendida por alguns autores como o aumento de condições energéticas disponíveis (Cavagna et al. 1967; Bosco e Komi, 1979; Enoka, 1986). No entanto, Kulund e Tottosy (1985) propõem um entendimento que nos parece mais acertado, defendendo o ponto de vista de que a pré-tensão muscular permite que o músculo se contraia de forma mais rápida e enérgica do que aquele que parte do estado de relaxamento, o que vem também de encontro aos dados sobre o stiffness e a SRES.

Segundo Enoka (1988), quer o pré-alongamento quer a pré-tensão muscular assumem-se como factores de potenciação dos movimentos executados em CAE.

3.7- Counter-Movement Jump (CMJ) ou CAE Longo

O CMJ representa aquilo que entendemos como CAE longo. Isto é, neste tipo de CAE verificam-se um maior deslocamento angular das principais articulações envolvidas, uma menor carga de pré-alongamento e uma maior duração (cerca de 600 ms). Logo, o CAE longo não respeita as condições de potenciação quer das propriedades elásticas do músculo, quer dos reflexos proprioceptivos.

No entanto, as performances neste tipo de saltos são sistematicamente superiores às obtidas no SJ e similares às do DJ.

Mas então, se o CMJ não obedece às mais importantes condições de potenciação do CAE apontadas pela literatura (propriedades elástica dos músculos e reflexos proprioceptivos), o que o torna tão eficaz?

3.7.1 Magnitude dos deslocamentos angulares

Já vimos anteriormente que o CMJ é caracterizado por uma maior deslocamento angular das principais articulações envolvidas.

Bobbert et al. (1986), verificaram que no início da fase ascendente do CMJ, o que corresponde à maior flexão das articulações, o centro de gravidade (CG) encontrava-se 37 cm abaixo da sua altura média. No DJ, a altura do CG só descia 13 cm.

Um maior alongamento muscular irá causar uma maior redução na capacidade de estabelecer pontes cruzadas (ver modelo do filamento deslizante), comprometendo assim a utilização da SRES. Por outro lado, esta maior amplitude do movimento irá fazer aumentar o tempo de transição. Será assim de esperar que os CES activos (pontes cruzadas) não forneçam energia elástica suficiente que justifique as melhores performances.

Vendo a oposição ao alongamento através dos CES activos comprometida (SRES), o músculo socorre-se então dos componentes elásticos passivos (CES passivos e CEP) que continuam a armazenar energia elástica devido ao aumento da tensão muscular (stiffness), e que dentro de certos limites estruturais do músculo, funcionam como uma tira de borracha estirada.

3.7.2 Tempo Total de Contacto com o solo

O tempo de contacto com o solo, nas diferentes provas de impulsão é sensivelmente o seguinte:

- 240 ms para o SJ;
- 180 ms para o DJ;
- 640 ms para o CMJ.

Podemos constatar que o tempo de contacto com o solo no CMJ é manifestamente superior aos do SJ e DJ.

Bobbert et al. (1987), estudaram a duração das fases ascendente e descendente em 10 sujeitos, no CMJ e DJ. Os resultados mostraram que, em média, a fase descendente demorava 550 +/- 20 ms no CMJ e 130 +/- 20 ms no DJ. Para a fase ascendente os valores situavam-se entre os 290 +/- 40 ms e 130 +/- 20 ms, respectivamente.

Enquanto que no SJ apenas se dispõe de 240 ms para a contracção muscular expressar o maior nível de força (força explosiva), no CMJ temos um maior percurso temporal disponível para essa contracção, o que lhe permite desenvolver níveis de força maiores que no SJ e próximos dos níveis máximos.

Segundo Bobbert et al. (1996), outra das vantagens do contramovimento é que permite que, no início da contracção concêntrica, os músculos estejam num estado activo elevado, comparativamente ao SJ, que parte do relaxamento. Este estado activo vai permitir não só uma maior oposição ao alongamento, mas também uma maior capacidade de produção de força no início da fase concêntrica.

Bobbert et al. (1996) estudaram o SJ e o CMJ, na tentativa de explicar o porquê do CMJ expressar melhores performances comparativamente ao SJ. Os resultados permitiram aos autores concluir que maior trabalho poderia ser produzido após um contramovimento.

Isto porque, segundo os autores, o contramovimento permite ao músculo construir um estado activo mais elevado, verificando-se assim maiores momentos de força nas principais articulações, no início da fase concêntrica, e que inclusive poderia ser iniciado pela actividade reflexa (se bem que a uma menor escala do que no DJ), devido ao elevado alongamento muscular.

Os autores concluem igualmente que a energia elástica não assume um papel preponderante neste tipo de movimentos. Contudo, dependendo do indivíduo e complexo miotendinoso em questão, ela poderá ser utilizada não para elevar os níveis de performance, mas sim a eficiência total do movimento, permitindo uma maior economia na fase concêntrica.

Estão reunidas no CMJ as condições para que a capacidade contráctil muscular se expresse ao mais alto nível:

- um elevado estado activo no início da contracção muscular;
- um período de tempo suficiente para que a contracção atinja níveis máximos de produção de força.

3.8- CAE curto Versus CAE longo

Procuraremos agora fazer uma pequena síntese de ambos os regimes de produção de força em ciclo de alongamento-encurtamento, curto e longo.

3.8.1 CAE curto

O desenvolvimento de força em **CAE curto** verifica-se quando o indivíduo vem animado de energia cinética, seja num salto em profundidade ou nas fases de contacto com o solo durante a corrida. Verifica-se também na chamada do salto em comprimento ou em altura e, será legítimo afirmar, em movimentos de impulsão vertical cuja chamada seja executada com um apoio, como será o caso do lançamento na passada.

Neste tipo de CAE, a eficiência muscular atinge níveis bastante elevados, visto grande parte do trabalho realizado provir das componentes elásticas dos músculos e da actividade reflexa.

Durante um CAE curto, os músculos são sujeitos a elevados picos de tensão, derivados a um forte, mas curto alongamento muscular e a passagem desta fase excêntrica para a subsequente fase concêntrica é muito breve (a duração total do CAE é de cerca de 200 ms).

Desta forma estão criadas as condições ideais para (1) despoletar um forte disparo do reflexo de estiramento e (2) armazenar grandes quantidades de energia potencial nos componentes elásticos em série activos (pontes cruzadas).

Como os alongamentos observados neste CAE são relativamente curtos, as pontes cruzadas não serão quebradas, permitindo assim a utilização daquilo a que se chama Short-Range Elastic Stiffness (SRES), a que se irá juntar o forte impulso fornecido pelo reflexo de estiramento. Temos então uma contracção muscular extremamente potenciada por estes dois factores acima referidos.

A juntar a este quadro temos a pré-programação, facilmente identificável em movimentos balísticos, que em indivíduos treinados, irá permitir uma optimização da coordenação destas componentes durante a execução deste tipo de CAE.

Para termos uma ideia mais precisa da eficiência deste CAE, reportamo-nos ao estudo de Ettema (2001). Este autor sugere que durante a execução do DJ, apesar do tempo disponível para a contracção concêntrica ser extremamente reduzido, as

componentes contrácteis relaxam quando o músculo se apresenta perto do seu comprimento de repouso. Ou seja, apesar de dispor de um percurso de aceleração reduzidíssimo, o músculo não o utiliza em toda a sua extensão e, mesmo assim, as performances obtidas são superiores ao SJ e similares ao CMJ.

Aparentemente a continuação do desenvolvimento de força seria inútil, visto que a actividade reflexa e a contribuição elástica são os principais responsáveis energéticos deste tipo de movimento, contribuindo assim com a quase totalidade da energia necessária à sua execução, deixando à componente contráctil um papel secundário.

3.8.2 CAE longo

O quadro do **CAE longo** é relativamente diferente, não deixando por isso de ser também uma forma de produção de força em ciclo alongamento-encurtamento. Vejamos.

Este tipo de CAE é utilizado quando o indivíduo não vem animado de energia cinética e, para potenciar a componente contráctil, utiliza um pré-alongamento ou contra movimento. É utilizado por exemplo, num ressalto em basquetebol ou num bloco em voleibol.

A duração total deste movimento é bastante superior à do CAE curto, cerca de 600 ms. A magnitude dos deslocamentos angulares é também maior no CAE longo, enquanto que os níveis de tensão observados são menores.

Este quadro irá provocar então os seguintes efeitos: (1) devido à tensão observada ser mais reduzida, menor será a intensidade do disparo do reflexo de alongamento e menores serão também as quantidades de energia elástica armazenada; (2) como a magnitude dos deslocamentos angulares é maior neste CAE, as pontes cruzadas serão quebradas na sua quase totalidade, inviabilizando a utilização da SRES. O tempo de transição entre a fase excêntrica e a fase concêntrica aumentará também com o aumento dos deslocamentos angulares, o que reduzirá a capacidade de aproveitar quer o impulso do reflexo de estiramento, quer a energia elástica armazenada, deixando então um papel secundário aos principais factores de potenciação do CAE curto.

Porém, este maior contra movimento irá permitir ao músculo (1) construir um estado activo elevado, o que lhe vai permitir iniciar a contracção concêntrica de uma

forma mais potente do que partindo do relaxamento; (2) dispor de um maior percurso de aceleração para o desenvolvimento de força na fase concêntrica, o que lhe permitirá expressar níveis quase máximos de produção de força, o que não acontece no SJ; (3) beneficiar da energia elástica armazenada nos componentes elásticos em paralelo e nos componentes elásticos em série passivos, o que alguns autores denominam de Long Range Elastic Stiffness (LRES), embora a sua contribuição seja algo reduzida.

Então, o desenvolvimento de força em regime de ciclo alongamento-encurtamento longo permite ao músculo potenciar a utilização da componente contráctil, sendo esta a principal responsável pelas elevadas performances, apesar de não ser um movimento eficiente, ou tão eficiente como o CAE curto.

3.9- Diagnóstico, Prognóstico e Regulação do Treino em Ciclo Alongamento-Encurtamento (Pliometria)

Pretendemos, neste capítulo, fornecer algumas indicações metodológicas que nos parecem fundamentais para uma correcta condução do treino, com vista a rendimentos elevados. Para isso, socorremo-nos da proposta de Schmidbleicher (1999), baseada no entendimento de uma visão bipartida do CAE.

Para uma correcta condução e adequação do programa de treino às capacidades dos nossos atletas, é fundamental conhecer as suas potencialidades.

Para tal, Schmidbleicher (1999) propõe a realização de três provas:

Squat Jump (SJ);

Countermovement Jump (CMJ);

Drop Jump (DJ), aumentando progressivamente a altura de queda em 8 cm (16, 24, 32, 40, 48,...). O objectivo é identificar a altura de queda optimal para cada atleta, isto é, a altura a partir da qual o atleta atinge o seu máximo pessoal. Esta altura representa a altura ideal de queda a ser utilizada no treino. Os atletas melhor treinados tendem a obter melhores resultados a partir de alturas mais elevadas.

A partir destas três provas retiram-se os dados referentes à elevação do centro de gravidade (CG), tempo de contacto e tempo de voo.

Segundo Frick et al. (1991), citado por Schmidbleicher (1999), o critério de performance consiste na relação da elevação do CG dividida pelo tempo de contacto.

Deve-se registar o melhor resultado obtido em 3/5 repetições.

Schmidbleicher (1999) entende que uma correcta prognose do treino pode ser obtida através da comparação dos melhores resultados obtidos no SJ com os do DJ ou CMJ. Segundo o autor, os atletas menos aptos tendem a obter melhores resultados na prova de SJ, enquanto que nos atletas mais aptos esta relação inverte-se. Nestes, o melhor DJ é cerca de 10% mais elevado que o melhor SJ. Atletas de topo, de modalidades ou disciplinas que requerem o uso de CAE curto, alcançam resultados no DJ cerca de 20-25% superiores aos do SJ. Quanto maiores forem as diferenças entre o

melhor SJ e o melhor DJ ou CMJ, melhores serão as capacidades reactivas do atleta. Ou seja, se a altura atingida nas provas de DJ ou CMJ foi sensivelmente igual ou mesmo inferior à altura atingida no SJ, um treino reactivo é aconselhável, visto as capacidades reactivas do atleta serem reduzidas.

Schmidtbleicher (1999) propõe ainda algumas recomendações práticas para o treino:

- Todos os métodos de treino em regime de CAE almejam, antes de mais, adaptações do sistema nervoso. Por isso, devem ser aplicados somente em ausência de fadiga.

- Deve haver um cuidado especial com os DJ para principiantes, pois o risco de lesão é mais elevado. Um DJ de 40 cm produz picos de força cerca de 8 vezes superiores ao peso corporal.

O uso de carga adicional na execução deste tipo de saltos não é recomendado por esta razão, mas também porque aumenta o risco de inibição, o que inviabilizaria o CAE.

- O programa de treino deve ser realizado em superfícies com uma complacência similar à utilizada em competição.

4- Da revisão da literatura para a formulação de hipóteses

Tendo em conta toda a informação recolhida ao longo desta revisão, formulamos as seguintes hipóteses:

Hipótese 1:

Os indivíduos que executarem o programa de treino 1 – CAE longo, terão maiores incrementos na prova de Countermovement Jump, enquanto que os que realizarem o Programa de treino 2 – CAE curto, alcançarão os maiores ganhos no Drop Jump.

Hipótese 2:

Os maiores incrementos no lançamento na passada serão alcançados pelos atletas do Grupo 2 – CAE curto.

Hipótese 3:

Os maiores ganhos no lançamento em suspensão e ressalto serão alcançados pelos atletas do Grupo 1 – CAE longo.

Hipótese 4:

A aplicação de programas de treino diferenciados e orientados para o CAE longo e CAE curto conduz a diferentes adaptações nos atletas, coerentes com essa mesma diferenciação.

5- Material e Métodos

5.1 Caracterização da amostra

A amostra do nosso estudo foi constituída inicialmente por 27 atletas, pertencentes aos escalões de Cadetes e Juniores Femininos, do Grupo Recreativo Independente Brandoense (GRIB). Desta amostra inicial, 5 atletas foram retiradas da amostra, por uma de duas razões: (1) falta de comparência aos treinos, por altura das medições dos resultados iniciais ou finais, ou (2) assiduidade reduzida ao longo do programa experimental, o que iria colocá-las em condições diferentes do resto do grupo (menos sessões de treino), alterando a fiabilidade do estudo.

Então, a amostra final deste estudo ficou-se pelas 22 atletas. Estas atletas foram divididas em três grupos de estudo:

- **G1** (n=8) – este grupo foi sujeito a um programa de treino pliométrico, com exercícios que solicitavam predominantemente **CAE's longos** (maior duração, amplitude).

- **G2** (n=8) – sujeito a um programa de treino que visava essencialmente **CAE's curtos** (menor tempo de contacto, amplitude).

- **G3** (n=6) – este grupo não foi sujeito a qualquer programa de treino pliométrico, sendo utilizado como grupo de controlo.

As duas equipas utilizadas neste estudo, Cadetes e Juniores Femininos do GRIB, encontravam-se sob o comando do mesmo treinador, treinando muitas vezes em conjunto, pelo que os processos de treino eram similares.

No quadro 1, mostram-se os valores da idade, altura e peso dos indivíduos da amostra, subdivididos nos três grupos em estudo.

Médias +/- desvio padrão	Amostra Total (n=22)	G1 (n=8)	G2 (n=8)	G3 (n=6)
Altura (cm)	165,45 +/- 4,06	166,38 +/- 3,85	163,75 +/- 4,33	166,50 +/- 3,83
Peso (Kg)	57,82 +/- 5,33	58,63 +/- 2,67	58,38 +/- 6,65	56,00 +/- 6,48
Idade	15,41 +/- 1,01	16,00 +/- 0,93	15,13 +/- 0,83	15,00 +/- 1,10

Quadro 1 – Médias e desvios padrão para as variáveis altura, peso e idade da amostra total, G1, G2 e G3.

5.2 Avaliação da Força Explosiva e Reactiva

Para a avaliação da Força Explosiva e Reactiva, utilizamos o ERGOJUMP, uma plataforma sensível à pressão e com um cronómetro acoplado, o que permite retirar os dados relativos ao tempo de vôo e altura do salto.

Esta avaliação foi efectuada em dois momentos:

- pré-teste – na semana anterior ao início do programa de treino pliométrico.
- pós-teste – na semana a seguir ao final da aplicação do programa de treino pliométrico.

Todas as avaliações foram efectuadas após um curto e não muito intenso aquecimento, para que os resultados não fossem adulterados pela fadiga.

Para a avaliação da força de impulsão vertical utilizamos as provas propostas no protocolo de Bosco (1987) - Squat Jump (SJ), Counter-movement Jump(CMJ) e Drop Jump (DJ).

Squat Jump (SJ) – avaliação da força explosiva dos extensores dos membros inferiores. Salto de impulsão vertical, partindo de uma posição estática, com as mãos nos quadris e membros inferiores em semi-flexão (90°).

Counter-movement Jump (CMJ) – avaliação da força reactiva de longa duração. Partindo da posição bípede, com as mãos nos quadris, o indivíduo realiza um contra movimento flectindo os membros inferiores (a cerca de 90°), seguindo-se um salto de impulsão vertical máximo.

Drop Jump (DJ) – avaliação da força reactiva de curta duração. Este teste consiste num salto de impulsão vertical máximo, precedido de um salto em profundidade. O indivíduo deve saltar imediatamente após o contacto com o solo, utilizando para isso uma flexão mínima dos membros inferiores e tempos de contacto reduzidos (tipo ressalto). No nosso estudo o DJ foi executado a partir de uma altura de 32 cm.

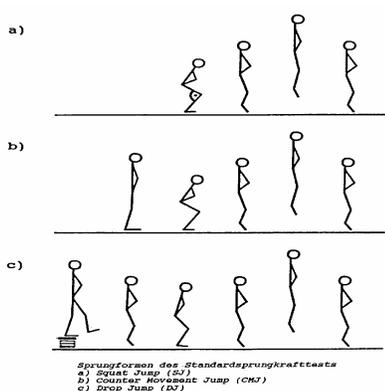


Figura 8 – Representação esquemática das três provas de impulsão vertical. A) Squat Jump; B) Counter-movement Jump e C) Drop Jump.

Para além destas três provas, e no sentido de obter informações relevantes ao nosso estudo, as atletas foram sujeitas a mais três testes. A saber:

Lançamento na passada (LP) – foi pedido às atletas que executassem um lançamento na passada (situação real), com a condição de que o último apoio e a recepção ao solo se efectuassem sobre o ErgoJump.

Lançamento em suspensão (LS) – lançamento executado sobre a plataforma ErgoJump (situação real).

Counter-movement Jump com balanço dos membros superiores (CMJ-R) – teste similar ao CMJ, porém os atletas utilizaram os membros superiores na execução do movimento (balanço). Esta prova foi executada no sentido de simular um ressalto em basquetebol.

5.3 Delineamento e calendarização do protocolo experimental

Este protocolo experimental teve a duração total de 10 semanas, estendendo-se entre o dia 13 de Janeiro de 2003 até ao dia 21 de Março do mesmo ano. A primeira e a última semana corresponderam aos momentos de avaliação, pré teste e pós teste, enquanto que os programas de treino tiveram a duração de 8 semanas.

Semana	Data	Propósito	
1	13 a 17 de Janeiro	Pré-teste	
2	20 a 24 de Janeiro	Aplicação dos programas de treino	1 série
3	27 a 31 de Janeiro		
4	3 a 7 de Fevereiro		
5	10 a 14 de Fevereiro		2 séries
6	17 a 21 de Fevereiro		
7	24 a 28 de Fevereiro		
8	3 a 7 de Março		
9	10 a 14 de Março		
10	17 a 21 de Março		Pós-teste

Quadro 2 – Delineamento e calendarização do protocolo experimental.

5.4 Programas de treino

O G1 e o G2 foram sujeitos a programas de treino pliométrico conceptualmente diferentes, com exercícios orientados para as características do CAE longo e do CAE curto. Ao longo de 8 semanas, 2 vezes por semana, estes programas foram aplicados na parte inicial do treino, em ausência de fadiga, após um curto aquecimento, administrado pelo treinador das equipas.

Programa 1 – CAE longo

Os exercícios deste programa tinham como particularidade serem executados com grandes flexões das articulações envolvidas (na ordem dos 90°).

A activação específica realizada pelos atletas constou dos seguintes exercícios:

- sprint com aceleração / desaceleração;
- saltos de canguru;
- saltos de canguru na diagonal;
- saltos com passada larga;
- saltos de pé coxinho, esquerdo e direito.

De seguida, os atletas realizaram os seguintes exercícios, organizados em sete estações:

- 1- saltos com afundos;
- 2- multi-saltos laterais entre 2 caixas;
- 3- multi-saltos de frente para as caixas;
- 4- Counter-movement drop jumps;
- 5- Saltos para a tabela;
- 6- Multi-saltos entre uma caixa;
- 7- Salto para um plano elevado e deste para o chão.

Programa 2 – CAE Curto

Neste programa, os exercícios foram executados com menores flexões das articulações envolvidas e tempos de contacto com o solo, relativamente ao programa anterior. Assim, os jogadores executaram a seguinte activação específica:

- 10 saltitares, no mesmo lugar, nas pontas dos pés;
- 10 saltitares, no mesmo lugar, o mais rápido possível;
- 10 saltitares, no mesmo lugar, o mais elevado possível;
- 10 saltitares, no mesmo lugar, com elevação dos joelhos.

Após esta activação específica, os atletas executaram os seguintes exercícios:

- 1- Saltos de frente para a caixa;
- 2- Saltos laterais ao banco sueco;
- 3- Barreiras;
- 4- Saltos laterais aos sinalizadores;
- 5- Saltos laterais para a caixa;
- 6- Saltos entre 2 caixas, com rotação de 180°;
- 7- Saltos de frente de uma caixa para a outra.

Em ambos os programas de treino os exercícios tinham uma duração de 20'', com pausas entre exercícios de 40''. Durante as primeiras 4 semanas, as atletas apenas realizaram 1 série por sessão de treino. Nas 4 semanas seguintes realizaram 2 séries,

com intervalos de 2 minutos entre séries. Estas sessões de treino foram realizadas duas vezes por semana.

5.5 Procedimentos estatísticos

Para todas as variáveis em estudo foram calculadas as médias e o desvio padrão, antes e depois da aplicação dos programas de treino (pré-teste e pós-teste).

De seguida, procedeu-se a regressão dos valores finais nos iniciais, de forma a averiguar a ausência ou presença de ganhos nas médias das variáveis em estudo.

Para testar o nível de significância dos ganhos obtidos, recorreu-se ao T-Test de medidas repetidas.

Finalmente, para despistar possíveis diferenças entre os grupos em estudo foi utilizada a Análise da Variância (ANOVA).

A análise e tratamento dos dados foram efectuados com o programa estatístico SPSS. O intervalo de confiança foi mantido em 95%.

6- Apresentação e discussão dos resultados

Os resultados obtidos pelos três grupos no primeiro momento de avaliação, pré-teste, podem ser observados no quadro seguinte. Nele estão expressos as médias e desvios padrão dos resultados obtidos nas diferentes provas, bem como, a análise de variância (ANOVA), indicador estatístico que nos informa sobre a homogeneidade entre grupos.

Sempre que o valor de p for inferior a 0,05 podemos concluir que os grupos são estatisticamente diferentes. Caso contrário, os grupos deverão ser considerados homogêneos ou semelhantes, em termos dos resultados obtidos.

Pré-teste	Médias +/- dp			ANOVA	
	G1	G2	G3	F	p
SJ	26,50 +/- 5,48	26,63 +/- 2,83	26,83 +/- 3,71	0.011	0.989
CMJ	27.63 +/- 3.38	28.88 +/- 2.17	28.83 +/- 6.11	0.245	0.785
DJ	25.38 +/- 3.54	24.50 +/- 4.28	24.17 +/- 4.92	0.160	0.854
LP	25.50 +/- 5.42	27.50 +/- 5.53	22.00 +/- 6.36	1.594	0.229
LS	25.58 +/- 3.54	26.63 +/- 3.96	25.17 +/- 7.31	0.190	0.829
CMJ-R	31.63 +/- 6.32	33.38 +/- 5.55	32.00 +/- 8.27	0.151	0.861

* Diferenças estatisticamente significativas ($p < 0.05$).

Quadro 3 – Médias, desvios padrão e ANOVA dos resultados obtidos pelos três grupos, em todas as provas, no pré-teste.

Numa primeira análise, podemos constatar que os grupos eram, à partida, semelhantes. Em nenhuma das provas se verificaram diferenças estatisticamente significativas entre eles.

Podemos observar que as diferenças nos resultados obtidos pelos três grupos nas diferentes provas não excedem os dois centímetros. Excepção feita ao lançamento na passada, onde se verificaram diferenças de maior magnitude entre os grupos da amostra (5.50 cm).

O quadro 4 mostra-nos a evolução dos grupos do pré-teste para o pós-teste. Nele estão expressas as médias e desvios padrão dos resultados obtidos nas diferentes provas de avaliação, os ganhos absolutos (em cm) e percentuais e também os indicadores t e p

do T-test. Estes indicadores informam-nos se os ganhos registados entre o primeiro e o segundo momento de avaliação são ou não estatisticamente significativos, caso $p < 0.05$.

	Médias +/- dp		Ganhos		T-Test		
	Pré-teste	Pós-teste	(cm)	%	t	p	
G1	SJ	26,50 +/- 5,48	27,55 +/- 4,42	1.05	3.96	-1.258	0.249
	CMJ	27.63 +/- 3.38	32.38 +/- 7.50	4.75	17.19	-2.815	0.026*
	DJ	25.38 +/- 3.54	27.35 +/- 3.56	1.97	7.78	-1.493	0.179
	LP	25.50 +/- 5.42	30.11 +/- 2.59	4.61	18.09	-2.662	0.032*
	LS	25.58 +/- 3.54	25.84 +/- 3.41	0.26	1.82	-0.633	0.547
	CMJ-R	31.63 +/- 6.32	33.46 +/- 5.70	1.83	5.81	-1.748	0.124
G2	SJ	26,63 +/- 2,83	28,49 +/- 2,65	1.86	7.00	-1.410	0.202
	CMJ	28.88 +/- 2.17	31.94 +/- 5.70	3.06	10.61	-1.595	0.155
	DJ	24.50 +/- 4.28	27.26 +/- 1.66	2.76	11.28	-2.582	0.036*
	LP	27.50 +/- 5.53	33.39 +/- 5.10	5.89	21.41	-3.440	0.011*
	LS	26.63 +/- 3.96	28.45 +/- 4.12	1.82	6.85	-1.343	0.221
	CMJ-R	33.38 +/- 5.55	37.15 +/- 5.88	3.77	11.31	-1.904	0.099
G3	SJ	26,83 +/- 3,71	29,02 +/- 6,22	2.19	8.14	1.279	0.257
	CMJ	28.83 +/- 6.11	30.18 +/- 6.29	1.35	4.68	-2.346	0.066
	DJ	24.17 +/- 4.92	26.85 +/- 7.12	2.68	11.10	-1.269	0.260
	LP	22.00 +/- 6.36	26.60 +/- 6.75	4.60	20.91	-1.817	0.129
	LS	25.17 +/- 7.31	26.52 +/- 5.38	1.35	5.36	-0.830	0.444
	CMJ-R	32.00 +/- 8.27	34.72 +/- 9.22	2.72	8.49	-2.590	0.049*

* Diferenças estatisticamente significativas ($p < 0.05$).

Quadro 4 – Comparação das médias e desvios padrão dos resultados obtidos pelos três grupos, em todas as provas, no pré e pós teste, ganhos absolutos e percentuais

Numa primeira análise constatamos que todos os grupos melhoraram as suas prestações em todas as provas, se bem que nem sempre de forma significativa.

Analisando em primeiro lugar as provas do protocolo de Bosco (SJ, CMJ e DJ), verificamos que nenhum dos grupos obteve melhorias significativas na prova do SJ, enquanto que o G1 evidenciou ganhos significativos na prova do CMJ, tal como o G2

na prova do DJ. Estes dados vêm ao encontro do esperado e desde logo permitem-nos confirmar a primeira hipótese levantada neste estudo. A saber:

“Os indivíduos que executarem o programa de treino 1 – CAE longo, terão maiores incrementos na prova de Countermovement Jump, enquanto que os que realizarem o Programa de treino 2 – CAE curto, alcançarão os maiores ganhos no Drop Jump.”

Na prova do **Squat Jump** os dados vêm de encontro ao esperado, visto o objectivo da aplicação de um programa de treino pliométrico visar, sobretudo, uma melhoria da coordenação neuromuscular dos indivíduos na execução de movimentos em ciclo alongamento-encurtamento, e não o desenvolvimento da força explosiva, objectivo de avaliação desta prova.

Relativamente ao **CMJ**, verificamos que nesta prova o G1 obteve melhorias significativas ($p=0.026$), com ganhos absolutos de 4.75 cm (17,19%) do primeiro para o segundo momento. Outra particularidade a reter é que o G1 passa de uma situação em que é o grupo com as médias mais baixas no pré-teste, para no pós-teste se tornar no grupo com as médias mais elevadas.

Num estudo similar de Andrade (1999) resultados semelhantes foram encontrados. Neste estudo, levado a cabo em atletas de voleibol, o autor constatou que os indivíduos sujeitos a um programa de treino pliométrico com predominância de CAEs longos obtiveram melhorias significativas ($p=0.0001$) nesta prova, com ganhos na ordem dos 8,33%, enquanto que os restantes grupos não evidenciaram melhorias significativas.

Estes resultados eram esperados, na medida em que a prova do CMJ apela a um CAE longo, com deslocamentos angulares da articulação do joelho na ordem dos 90° e tempos de contacto com o solo a rondar os 600ms. Como vimos anteriormente na revisão da literatura (ver capítulo 3.8) este quadro deixa um papel reduzido àqueles que são apontados como os principais factores de potenciação do CAE, o armazenamento e reutilização da energia elástica ao nível muscular e, a contribuição do reflexo de estiramento ou miotáctico. Contudo, permite ao músculo construir um estado de activação elevado, fruto do alongamento preparatório, ao mesmo tempo que lhe proporciona um maior percurso de aceleração para que possa desenvolver força, quando

comparado a um DJ ou a um SJ. Este tipo de CAE, potenciador da maquinaria contráctil, foi o alvo do programa de treino a que o G1 foi sujeito, logo era de esperar que fosse o grupo com a melhor prestação nesta prova específica. Relativamente ao G2, que obteve nesta prova ganhos de 3.06cm (10.61%), constatamos que o treino reactivo também produziu melhorias nos constituintes deste grupo, se bem que não de uma forma tão específica e efectiva como no G1.

Quanto ao **DJ**, a uma altura de queda de 32cm, os dados dizem-nos que o G2 obteve ganhos médios significativos ($p=0.036$) de 2,76 cm, correspondentes a uma melhoria de 11.28%. Os restantes grupos não melhoraram de forma significativa nesta prova, sendo que no entanto, o G3 obteve ganhos relativamente próximos ao G2, na ordem dos 2.68 cm (11.10%).

Nesta prova, os deslocamentos angulares das articulações envolvidas são reduzidos e o tempo total de contacto com o solo é cerca de três vezes menor do no CMJ, rondando os 200ms. É neste contexto que se criam as condições para a execução de um CAE extremamente eficiente, o tipo de CAE habitualmente referido na maioria da literatura especializada. Nesta situação, os menores deslocamentos angulares irão permitir: (1) que as pontes cruzadas não se quebrem na sua totalidade, devido ao curto alongamento muscular, e influam na subsequente contracção devido ao reduzido tempo de transição, o que permite ao músculo reutilizar a energia elástica armazenada nos componentes elásticos em série activos, e ainda, (2) obter uma ajuda preciosa de um forte disparo do reflexo miotáctico, derivado de um alongamento muscular bastante rápido e intenso na recepção ao solo. Sendo que o programa de treino a que foi sujeito o G2 procura responder de uma forma mais específica às exigências deste tipo de CAE, era de esperar que este grupo se superiorizasse em termos de performance, relativamente aos demais.

Reportando-nos novamente ao estudo de Andrade (1999), verificamos que também neste estudo, foram os atletas sujeitos a um programa pliométrico de CAE curto os únicos a evidenciarem-se de forma significativa ($p=0.0008$) nesta prova, com ganhos na ordem dos 5.56 cm (33.73%) num DJ efectuado a partir de 25 cm. Este autor realizou ainda uma prova de DJ a partir de 40 cm. Neste caso, verificaram-se melhorias significativas para o grupo referido acima ($p=0.0107$) com ganhos de uma magnitude de 3.68 cm (18.50%), mas também, surpreendentemente, para o grupo de controlo

($p=0.0489$), ganhos estes na ordem dos 0.96 cm (8.33%). O autor procura explicar estes resultados com a prestação extremamente reduzida deste grupo no pré-teste, apenas 11,53 cm de média.

Passamos agora à análise dos resultados obtidos nas provas do LP, LS e CMJ-R. Procurou-se com a realização destas provas, obter dados que permitissem concluir se determinado CAE (curto ou longo) influiria directamente ou não na execução de determinada técnica do Basquetebol. Neste estudo procuramos retirar ilações para as técnicas do lançamento na passada (LP), lançamento em suspensão (LS) e ressalto (CMJ-R).

No tocante ao **lançamento na passada**, formulámos a seguinte hipótese que também foi confirmada pelos resultados:

“Os maiores incrementos no lançamento na passada serão alcançados pelos atletas do Grupo 2 – CAE curto.”

De facto, o G2 obteve nesta prova melhorias significativas ($p=0.011$) com ganhos médios de 5.89 cm, correspondentes a um incremento de 21.41%. Também o G1 conseguiu melhorar significativamente nesta prova ($p=0.032$), obtendo ganhos na ordem dos 18.09%, correspondentes a 4.61 cm.

Apontávamos para uma supremacia do G2 nesta prova, porque atentando ao movimento do lançamento na passada, em especial o último apoio do mesmo, constatamos que se trata de um apoio muito breve, com deslocamentos angulares e um tempo total de contacto com o solo relativamente reduzidos. Por outro lado, apesar de não ser um salto em profundidade, como o DJ, na execução do lançamento na passada o indivíduo vem animado de energia cinética, energia esta que poderá vir a ser armazenada nos músculos sob a forma de energia potencial elástica, tal como num salto em profundidade. Este quadro, à partida e pela especificidade do programa de treino a que foi sujeito, traria vantagens ao G2, o que veio a ser confirmado.

Quanto aos resultados do G1, visto ter sido também sujeito a um programa reactivo e, a própria técnica do lançamento na passada permitir de certa forma alguma flutuação no que diz respeito à magnitude dos deslocamentos angulares das articulações

envolvidas, acaba por ser previsível que também este grupo melhore de forma significativa nesta prova.

Atentemos também nos resultados do G3, que nesta prova, apesar de não ter registado melhorias estatisticamente significativas, não deixou de surpreender pela magnitude dos ganhos obtidos, na ordem dos 4.60 cm ou 20.91%.

Como provável explicação para este facto, referimos que este grupo era constituído exclusivamente por atletas principiantes. Optámos por esta divisão porque desta forma, enquanto procedíamos à aplicação dos programas de treino aos restantes grupos, o treinador das equipas poderia ministrar um treino mais específico e adequado às necessidades das atletas deste grupo, do que conseguiria com o grupo de trabalho todo reunido. Então, estas melhorias observadas poderão corresponder simplesmente a uma melhor execução da técnica, comparando com o pré-teste, dois meses antes. De facto, uma observação atenta aos dados mostra que o G1 e o G2 obtiveram nesta prova valores bastante superiores aos obtidos na prova do DJ, o que não acontece com o G3. Este dado evidenciará uma melhor utilização dos recursos reactivos por parte dos G1 e G2.

Quanto às provas do **lançamento em suspensão e ressalto**, pelas características de execução ao nível do trem inferior, similares ao CMJ, formulámos a seguinte hipótese:

“Os maiores ganhos no lançamento em suspensão e ressalto serão alcançados pelos atletas do Grupo 1 – CAE longo.”

Todavia, esta hipótese não pode ser confirmada com os resultados obtidos. Nestas duas provas os grupos experimentais não evidenciaram quaisquer melhorias significativas, sendo os resultados obtidos algo decepcionantes. De destacar ainda a prestação do G3 na prova do CMJ-R, onde obteve melhorias significativas ($p=0.049$) na ordem dos 8.49% (2.72 cm).

Relativamente ao lançamento em suspensão, uma possível interpretação para este caso, parece ser a de que o lançamento em suspensão é uma técnica extremamente complicada de se dominar. De facto, e em especial no basquetebol feminino de formação, o lançamento em suspensão executado com uma máxima elevação do centro

de gravidade e com a bola a ser lançada no ponto mais alto deste salto é algo raro. Como podemos observar no Quadro 4, a altura atingida por qualquer dos grupos nesta prova fica bastante aquém das verdadeiras capacidades de impulsão destas atletas, sendo isso facilmente observável pelas médias obtidas nos restantes saltos, em especial no CMJ e no CMJ-R.

Pensamos que, provavelmente, para podermos medir com precisão a influência do treino pliométrico na execução desta técnica, deveremos recorrer a amostras com atletas de topo, com este gesto devidamente apreendido e estável.

No que concerne ao CMJ-R, pensamos que mais uma vez, a maior magnitude dos ganhos apresentados pelo G3 se deve aos efeitos do processo de treino, propriamente dito, visto estas atletas terem passado de um modo de vida supostamente sedentário, para um outro, mais activo devido ao ingresso recente numa equipa de competição.

Finalmente, podemos observar no quadro 5, a comparação das médias e desvios padrão dos resultados obtidos pelos três grupos no pós-teste, assim como a análise da variância entre os mesmos.

Pós-teste	Médias +/- dp			ANOVA	
	G1	G2	G3	F	p
SJ	27,55 +/- 4,42	28,49 +/- 2,65	29,02 +/- 6,22	0.197	0.823
CMJ	32.38 +/- 7.50	31.94 +/- 5.70	30.18 +/- 6.29	0.206	0.816
DJ	27.35 +/- 3.56	27.26 +/- 1.66	26.85 +/- 7.12	0.025	0.976
LP	30.11 +/- 2.59	33.39 +/- 5.10	26.60 +/- 6.75	3.300	0.059
LS	25.84 +/- 3.41	28.45 +/- 4.12	26.52 +/- 5.38	0.800	0.464
CMJ-R	33.46 +/- 5.70	37.15 +/- 5.88	34.72 +/- 9.22	0.594	0.562

* Diferenças estatisticamente significativas ($p < 0.05$).

Quadro 5 – Médias, desvios padrão e ANOVA dos resultados obtidos pelos três grupos, em todas as provas, no pós-teste.

Ao contrário do esperado, e dos diferentes ganhos já discutidos acima, constatamos que nenhum dos grupos de destacou de uma forma evidente e significativa

dos demais, tendo que ser considerados semelhantes ou homogêneos, apesar dos diferentes processos de treino a que foram sujeitos.

Esta constatação vem de alguma forma colocar algumas reservas à confirmação da quarta e última hipótese formulada. A saber:

“A aplicação de programas de treino diferenciados e orientados para o CAE longo e CAE curto conduz a diferentes adaptações nos atletas, coerentes com essa mesma diferenciação.”

De facto, como podemos constatar na discussão acima, os grupos evoluíram de maneira diferente, condizente com os programas a que foram sujeitos. No entanto, esta evolução não foi suficientemente elevada ou específica de forma a destacá-los dos demais, o que nos permitiria confirmar de uma forma clara e conclusiva a última hipótese em toda a sua magnitude.

Outra ilação passível de ser retirada deste estudo prende-se com o facto de termos colocado as atletas principiantes no grupo de controlo, ao invés de as diluirmos pelos 3 grupos. Optámos por esta divisão pelos motivos referidos anteriormente, porém, esta medida resultou numa impossibilidade de controlar todas as variáveis inerentes a estes casos e consequentemente, colocou em perigo a fiabilidade do estudo, podendo ter até inviabilizado a consecução dos objectivos do mesmo.

8- Conclusões

Pensamos, então, ser legítimo retirar deste estudo as seguintes conclusões:

- Ciclos de alongamento-encurtamento curtos e longos são efectivamente acções neuromusculares com processos e realidades distintos, pelo que devem ser entendidos e treinados de forma diferente e adequada aos objectivos a alcançar.

- O treino específico do ciclo de alongamento-encurtamento curto conduz a melhorias específicas no Drop Jump. Por sua vez, o treino específico do ciclo de alongamento-encurtamento longo conduz a melhorias específicas no Counter-movement Jump.

- O treino específico do ciclo de alongamento-encurtamento curto parece influir na capacidade de impulsão na execução da técnica do lançamento na passada, de uma forma mais pronunciada do que o treino específico do ciclo alongamento-encurtamento longo.

9- Bibliografia

Andrade, A. (1999) *Estudo comparativo de dois programas de treino pliométrico (CAE longo vs CAE curto) em equipas Juniores Masculinas de Voleibol*. Tese de Monografia, FCDEF-UP.

Allerheiligen, W. (1994) *Speed development and Plyometrics training* In Essentials of Strength Training and Conditioning, NSCA, Baechle (eds.) Human Kinetics Publishers. Champaign, Illinois.

Asmussen, E.; Bonde-Peterson, F. (1974) *Storage of elastic energy in skeletal muscle in man*. Acta Physiologica Scandinava.

Aura, O.; Komi, P.V. (1986) *Effects of prestretch intensity on mechanical efficiency of positive work on elastic behaviour of skeletal muscle in stretch-shortening cycle exercises*. International Journal of Sports Medicine, 7: 137-143.

Bosco, C.; Luhtanen, P.; Komi, P.V. (1976) * *Kinetics of the take-off in long jump*. In Biomechanics VB, Komi, P.V. (eds.), Baltimore, MD: University Park Press. 174-180.

Bosco, C.; Komi, P.V. (1979a) * *Potentiation of the mechanical behaviour of the human skeletal muscle through prestretching*. Acta Physiologica Scandinava. 106: 567-572.

Bosco, C.; Komi, P.V. (1979b) * *Prestretch potentiation of the human skeletal muscle during ballistic movement*. Acta Physiologica Scandinava. 106: 467-472.

Bosco, C.; Komi, P.V.; Ito, A. (1981) * *Prestretch potentiation of human skeletal muscle during ballistic movement*. Acta Physiol. Scand. 11: 135-140.

Bosco, C.; Ito, A.; Komi, P.V.; Luhtanen, P.; Rahkila, P.; Rusko, H.; Viitasalo, J. (1982a) * *Neuromuscular function and mechanical efficiency of human leg extensor muscles during jumping exercises*. Acta Physiologica Scandinava 114: 443-550.

Bosco, C.; Komi, P.V.; Pulli, M.; Pittera, C.; Montonev, H. (1982b) * *Quelques considerations sur l'entraînement du potentiel elastique du muscle squeletic humain*. Volleyball Technical Journal 6(3) 83-88.

Bosco, C.; Viitasalo, J.; Komi, P.V.; Luhtanen, P. (1982c) * *Combined effect of elastic energy and myoelectrical potentiation during stretch-shortening cycle exercise*. Acta Physiologica Scandinava 114: 557-565.

Bosco, C; Tarkka, I.; Komi, P.V. (1982d) * *Effects of elastic energy and myoelectrical potentiation of triceps surae during stretch-shortening cycle exercise*. International Journal of Sports Medicine 2:137-140.

Bosco, C. (1982) * *Stretch-shortening cycle in skeletal muscle function with special reference to elastic energy and potentiation of myoelectrical activity*. Studies in Sport,

Physical Education and Health 15. Academic Dissertation. University of Jyväskylä, Jyväskylä.

Bosco, C.; Komi, P.V. (1982) * *Muscle elasticity in athletes* In Exercise and Sport Biology, Komi, P.V. (eds), Champaign, Illinois. Human Kinetics pp. 109-117.

Bosco, C. (1987) * *Valoraciones funcionales de la fuerza dinamica, de la fuerza explosiva e de la potencia anaeróbica aláctica com los tests de Bosco*. Apunts. Medicina de l'esport 93 (24). Barcelona.

Carvalho, C. & Carvalho, A. (2001). *Diferenças de efeitos verificados em dois programas de treino pliométrico (CAEcurto vs CAElongo) aplicados em equipas Juniores Masculinas de Voleibol in Perspectivas XXI*, Ano 4, Nº7 1º semestre, Publismai.

Cavagna, G.A.; Saibene, F.P.; Margaria, R. (1965) * *Effects of negative work on the amount of positive work performed by an isolated muscle*. Journal of Physiologie, 239: 1-14.

Cavagna, G; Dusman, B.; Margaria, R. (1968) * *Positive work done by a previously stretched muscle*. Journal Applied Physiology 24(1): 21-32.

Cavagna, G. (1977) * *Storage and utilization of elastic energy in skeletal muscle*. In Hutton R.S. Exercise and sports Sciences Reviews V. Santa Barbara, Journal Publishing Affiliates.

Chu, D.A. (1992) * *Jumping into plyometrics*. Leisure Press, Champaign, Illinois.

Clark, H. (1973) * *Physical and motor tests in the Medford Boys Growth Study*. Englewood Cliffs. N.J. Prentice-Hall.

Desmedt, J.; Godaux, E. (1977) * *Ballistic contractions in man: characteristic recruitment pattern of single motor units of the tibialis anterior muscle*. J. Physiol. Nº, 264, pp. 673-693.

Dintiman, D.B.; Ward, R.D. (1988) * *Sportspeed*. Leisure Press. Champaign, Illinois.
Enoka, R. M. (1988) *Neuromechanical basis of kinesiology*. Human Kinetics Books. Champaign, Illinois.

Fukashiro, S.; Ohmichi, H.; Kanehisa, H.; Miyashita, M. (1983) *Utilization of stored elastic energy in leg extensors* In Biomechanics VIII-A, Matsuie, H. e Koboyaski, K. (eds.). Human Kinetics. Champaign, Illinois. pp. 253-263.

Gambetta, V. (1978) * *Entrenamiento pliométrico*. USTCA Quarterly Review, 2, 58-59.

Gambetta, V. (1987) * *Principles of plyometric training*. Track technique 97: 3099-3104.

Hakkinen K.; Komi, P.V. (1983) *Electromyographic changes during stretch training and detraining*. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 15: 455-460.

Henson, P. (1994) *Plyometric Training*. *Track and Field*. Quarterly review. Vol. 94, nº 4, pp. 53-55.

Hill, A.V. (1950) * *The series elastic component of muscle*. *Proc. Roy. Soc. B*-137: 237-280.

Ingen Schenau, G.; Bobbert, M.; Hann, A. (1997) *Does elastic energy enhances work and efficiency in the stretch shortening cycle?*. *Journal of Applied Biomechanics* 13: 389-415.

Ingen Shenau, G (1998) *Positive work and its efficiency are at their dead-end: Comments on a recent discussion*. *Journal of Biomechanics* 31: 195-197.

Jones, L. (2001) *Sentidos Somáticos 3: Propriocepção* in Helen Cohen (ed.) *Neurociência para Fisioterapeutas*, 2ª Edição. Editora Manole Ltda.

Joyce, G.C.; Rack, P.M.H.; Westbury, D.R. (1969) * *The mechanical properties of cat soleus muscle during controlled lengthening and shortening movements* In *Journal of Physiology*, 204, 461-474.

Klissouras, V.; Karpovih, P. (1967) * *Electrogoniometric study of jumping events*. *Research Quarterly*. 38(1): 41-48.

Komi, P.V.; Bosco, C. (1978) * *Utilization of stored elastic energy in leg extensor muscles by men and women*. *Medicine and Science in Sports*. Vol. 10, nº 4, pp. 261-265.

Komi, P. (1984) * *Physiological and biomechanical correlates of muscle function: effects of muscle structure and stretch-shortening cycle on force and speed*. *Exer. Sport Sci. Rev.* 12: pp. 81-121.

Komi, P.V.; Kyrolainen, H. (1996) *Mechanical Efficiency of stretch-Shortening Cycle Exercise*. Marconnet, P.; Saltin, B.; Komi, P.; Poortmans, J. (Eds.) *Human Muscular Function during Dynamic Exercise*. *Med. Sport. Sci.*, Basel, Karger, 1996. Vol. 41, pp. 44-56.

Komi, P.V. (1992) *Stretch-shortening cycle*. In Komi, P.V. (eds.) *Strength and Power in Sports*. Blackwell Scientific Publ., Oxford. Pp. 169-179.

Komi, P.V.; Gollhofer, A. (1997) *Stretch reflexes can have an important role in force enhancement during SSC exercise*. *Journal of Applied Biomechanics*, 13, pp451-459.

Maruyama, K.; Murakami, F.; Ohashi, K. (1977) * *Connecting an elastic protein of muscle. Comparative biochemistry* In *Journal of Biochemistry*, 82, 339-345.

McBride, J.; Kyrolainen, H.; Komi, P.V.; Koskinen, S.; Takala, T. (1999) *Characteristics of titin in relation to running economy in elite distance runners* In

Parisi, P.; Pigozzi, F.; Prinzi, G. (eds.) Sport Science 1999 in Europe. Proceedings of the 4 Annual Congress of the European College of Sport Science, 309, 1999.

Morgan, D.L.; Proske, U.; Warren, D. (1978) * Measurements of muscle stiffness and the mechanism of elastic storage of energy in hopping kangaroos In Journal of Physiologie 282, 253-261.

Moura, N.; Amandio, A. C.; Sá, M.R.; Serrão, C. (1998) *Treino pliométrico*. Horizonte. Vol. XIV, nº 84, pp. 1-8.

Norman, R.W.; Komi, P.V. (1979) * *Electromyographic delay in skeletal muscle under normal movement conditions*. Acta Physiologica Scandinavica. Vol. 106, pp. 241.

Rack, P.M.H.; Westbury, D.R. (1974) * *The short range stiffness of active mammalian muscle and its effect on mechanical properties* In Journal of Physiology 240, 331-350.

Radcliffe, J.; Farentinos, R. (1985) *Plyometrics explosive power training*. Human Kinetics Publ. Champaign, Illinois.

Schmidtbleicher, D. (1985) * *Strenght training. Part 1 and 2*. Sports-Science Periodical on Research and Technology in Sport.

Schmidtbleicher, D.(1996) *O treino da força e da potência em atletas de alto rendimento*. Curso Satélite do ISBS'96, Faculdade de Motricidade Humana.

Schmidtbleicher, D. (1999) *Stretch-Shortening-Cycle of the Neuromuscular System – from Research to the Praticice of Training in* www.cufb.pccu.edu.tw/msc/DATA/Schmidt-Taiwan-99.doc

Wang, K.; McCluree, J.; Tu, A. (1979) * *Titin: mayor myofibrilar components of striated muscle* In Proceedings of the National Academy of Science USA, 76, 3698-3702.

Walshe, A.; Wilson, G. (1997) *The influence of Musculotendinous Stiffness on Drop Jump Performance*. Canadian Journal Applied Physiology 22(2): 117-132. anadian Society for Exercise Physiology.

Wilson, G.J.;Elliot, C.; Wood, G. (1992) *Stretch shorten cycle performance enhancement through flexibility training*. Medicine and Science in Sports and Exercise 24: 116-123.

Wilson, G.; Wood, G.; Elliot, B. (1991) *Optimal stiffness of series elastic component in a stretch-shortening cycle activity*. Journal of Applied Physiologie 70(2): 825-833.

***Referências de consulta indirecta.**