

UNIVERSIDADE DA BEIRA INTERIOR

Faculdade de Ciências Sociais e Humanas

Departamento de Ciências do Desporto



**Força Reactiva em Ciclo Muscular
de Alongamento – Encurtamento:
Revisão Perspectivada**

Trabalho de revisão de literatura com vista à obtenção do Grau
de Mestre em Ciências do Desporto

Davide João de Almeida Carvalho

Covilhã e UBI, Outubro de 2010

UNIVERSIDADE DA BEIRA INTERIOR

Faculdade de Ciências Sociais e Humanas

Departamento de Ciências do Desporto

Força Reactiva em Ciclo Muscular de Alongamento – Encurtamento: Revisão Perspectivada

Trabalho de revisão de literatura com vista à obtenção do Grau
de Mestre em Ciências do Desporto

Por: **Davide João de Almeida Carvalho**

Orientação:

Professor Doutor Mário António Cardoso Marques

Covilhã e UBI, Outubro de 2010

Agradecimentos

Este trabalho tem a particularidade de ter contributos oriundos de múltiplos quadrantes das Ciências do Desporto, pois para além da análise, a reflexão e discussão com “amigos” da área representa uma parte fundamental do processo.

Tenho, em primeiro lugar, que prestar homenagem a todas estas desinteressadas mas generosas “influências”, tanto dos professores e treinadores como dos colegas de estudo ou de trabalho, visto que, as questões centrais desta pesquisa, acompanham-me desde os tempos de atleta.

À minha família e amigos, pelo interesse e apoio sempre demonstrado sem esquecer a Vanessa pela ajuda preciosa com os Diagramas.

Especialmente aos meus pais por tantas e tantas razões...

Gostaria também de expressar um solene, sincero e profundo agradecimento ao Professor Doutor Mário António Cardoso Marques, por ter sido orientador deste trabalho, pelas críticas oportunas e sugestões veiculadas, bem como pela disponibilidade e prontidão reveladas.

E ao meu primo, Professor Doutor Daniel Almeida Marinho pela paciência e disponibilidade que, a par da competência, tão bem o caracterizam.

Resumo

Este trabalho tem como objectivo clarificar os conceitos bem como mecanismos fisiológicos, biomecânicos e neuromusculares intervenientes nas contracções cíclicas de alongamento encurtamento (CAE).

Este tipo de acções neuro-musculares são usadas na maioria dos movimentos naturais, aumentando a eficácia ou eficiência dos movimentos, tornando-se por isso decisivas nas actividades desportivas.

Estas contracções cíclicas podem ter formas completamente distintas. Schmidtbleicher (2003) divide claramente em dois tipos diametralmente opostos: O CAE curto e o CAE longo. No entanto, a grande maioria da literatura não faz esta distinção.

Assim, os estudos clássicos demonstram que um CAE rápido e intenso (tipo Drop Jump ou passada de corrida) permite reutilizar na contracção concêntrica a energia acumulada nos componentes elásticos do músculo durante a fase de alongamento. Esta acção conta também com a integração e sincronização de reflexos proprioceptivos que permitem que o músculo funcione como um elástico, em que a força do alongamento se reflecte na força do encurtamento, com vantagens para a eficiência muscular. (Komi e Gollhofer, 1997)

Acontece que existem CAEs lentos (tipo CMJ, ou arremesso) em que não estão presentes os pressupostos do CAE rápido, intenso e eficiente abordado pela maioria dos estudos clássicos.

A falta de uniformização de conceitos e de discriminação dos tipos de CAE leva alguns investigadores a encontrarem resultados contraditórios e a consequentes interpretações erróneas.

O CAE longo baseia a sua performance num longo percurso de contracção concêntrica, desenvolvido pela componente contráctil do músculo (ao contrário do CAE curto), tendo a energia elástica e os reflexos um papel secundário, embora relevante.

Ou seja, os autores que investigam o CAE longo sem o discriminar do CAE curto vêm contrariar os estudos clássicos, demonstrando grandes gastos energéticos, e reduzido aproveitamento de energia elástica armazenada (Iggen Schenau e col., 1997).

Este trabalho pretende também debruçar-se sobre a problemática das características visco-elásticas dos Complexos Mio-Tendinosos (CMT). Segundo vários autores, estas características são responsáveis pela grande disparidade de resultados inter-individuais e mesmo intermusculares. (Ettema, 2001) Isto é, um indivíduo com uma estrutura muscular rígida será bastante eficiente na produção de força concêntrica, mas terá um mais baixo desempenho na execução de um CAE curto. Por outro lado, um indivíduo complacente obterá excelente prestação na execução de um CAE curto, mas dispenderá muito mais energia nas acções musculares concêntricas.

Palavras-chave: Força Reactiva; Ciclo Alongamento-Encurtamento; *Stiffness*

Abstract

This paper aims to clarify the concepts and the neuro-physiological and biomechanical mechanisms involved in stretch shortening cyclic contractions (SSC).

This type of neuro-muscular actions are used in most natural movements, increasing the effectiveness or efficiency of movement, becoming so crucial in sports.

These cyclical contractions may have completely different ways. Schmidtbleicher (2003) clearly divides them into two diametrically opposed types: Short and Long SSC. However, the vast majority of the literature makes no such distinction.

Thus, classical studies demonstrate that a rapid and intense SSC (Drop Jump kind or running footsteps) allows reuse, in concentric contraction, the energy stored in elastic components of muscle during the stretch. This action also includes the integration and synchronization of proprioceptive reflexes that allow the muscle to function as a rubber, in which the elongation strength is reflected in the shortening power, with advantages for muscular efficiency. (Komi and Gollhofer, 1997) Turns out there are slow SSCs (Countermovement Jump type, or throw) in which the premises of fast, intense and most efficiently SSC, addressed by the classical studies are not present.

The lack of standardization of concepts and discrimination of the types of SSC leads some researchers to find contradictory results and consequent misinterpretation.

The long SSC establish its performance in a long concentric contraction course, developed by the contractile component of the muscle (on the contrary of short SSC). Although relevant, the elastic energy and reflexes have a secondary role.

The authors that investigate the long SSC without discriminating it from the short, come counter the classical studies, showing great energy expenditure, and reduced utilization of stored elastic energy (Iggen Schenau et al., 1997).

This work also intends to look into the problem of visco-elastic characteristics of the Mio-tendon complexes (MTC). According to several authors, these characteristics are responsible for the large disparity in inter-individuals and even inter-muscular results. (Ettema, 2001) This means that an individual with a stiff muscle structure will be quite efficient in producing concentric force, but will have lower performance on a short SSC. On the other hand, a compliant individual will get excellent performance in the execution of a short SSC, but will spend more energy on concentric muscle actions.

Key-words: Reactive Strength, Stretch-Shortening Cycle, Stiffness

Índice

Agradecimentos	IIII
Resumo	IIV
Abstract.....	V
Índice	VI
Índice de figuras	VIIIVII
1. Introdução	1
2. Metodologia	3
3. O que é o Ciclo Alongamento Encurtamento	4
3.1. Estudos clássicos do CAE	5
3.1.1. Reflexos Proprioceptivos	6
3.1.1.1. Fusos Neuromusculares	6
3.1.1.2. Órgãos Tendinosos de Golgi	7
3.1.2. Propriedades Elásticas dos músculos	8
3.1.3. Condições de Potenciação do Reflexo Miotático e da Elasticidade Muscular	12
3.1.3.1. Carga de pré-alongamento	12
3.1.3.2. Amplitude do movimento	14
3.1.3.3. Tempo de transição	15
3.1.4. Pré-activação: Um pré-requisito	16
3.1.5. Modelo de contracção Isométrica em Ciclo de Alongamento-Encurtamento	19
3.2. Confusão e aparente contradição	23
3.2.1. Forças Reactivas de curta e longa duração	23
3.3. Estudos sobre o CAE longo	27
3.4. O <i>Stiffness</i> muscular e a força reactiva	32
4. Considerações Finais	37
5. Bibliografia	39

Índice de figuras

Figura 1 - Ilustração da estrutura muscular (Cole e col.1996)	8
Figura 2 – Filamentos elásticos- CES Passivos (Komi, 1997)	9
Figura3 – tendões CES passivos	9
Figura 4 – pontes cruzadas- CES activos	9
Figura 5 - Desenho esquemático de duas pontes cruzadas de acordo com o modelo proposto por Huxley&Simons. Xiso e Xecc representam a distância dos pontos de ligação das pontes cruzadas na miosina (filamento grosso)e actina (filamento fino).(Herzog, 1997)	10
Figura 6 - Comparação da performance de DJ's de várias alturas em atletas (●) e sujeitos control (o) em homens (em cima) e mulheres (em baixo). (Komi, 1984)	13
Figura 7 – Performance e tempo de contacto no solo de DJs de diferentes alturas (Jarver, 2000)	15
Figura 8 - Electromiogramas médios (n=30) dos músculos rectus femoris (à esquerda) dos músculos gastrocnemius durante saltos em profundidade de uma altura de 0,50 m e 1,10 m. as setas indicam o exacto momento de contacto e saída do solo (Schmidtbleicher & Gollhofer, 1982).	17
Figura 9 - Electromiogramas médios (n=30) dos músculos gémeos na execução de saltos em profundidade de uma altura de 1,10 m de um sujeito não treinado (em cima) e treinado (em baixo) (Schmidtbleicher & Gollhofer, 1982).	18
Figura 10 - Representação gráfica das três formas de impulsão (Schmidtbleicher, 1996)	24
Figura 11 - Registo da força de reacção do solo de um sujeito durante um CMJ e um DJ. As setas indicam o início da fase ascendente e BW é o peso corporal. (Bobbert e col., 1986)	26
Figura 12 - Relação entre força contráctil, comprimento do sarcómero e interdigitação dos filamentos. (Edman, 1992)	28
Figura 13 - Relação tensão-comprimento muscular. (Ralston e col., 1947)	28
Figura14 - Curvas de momento-ângulo justapondo um CMJ a um SJ.(Bobbert, 1996)	30
Figura 15 – Relação entre a diferença de desempenho do CMJ face ao SJ e o stiffness muscular. (Bojsen-Moller e col. 2005)	35
Figura 16 - Oscilação de força amortecida, T é o período entre picos de força. (Wilson et al., 1991)	35

1. Introdução

O funcionamento muscular em regime de ciclo excêntrico-concêntrico bem como o papel da energia elástica na produção de força e potência muscular vêm sendo motivo de investigação há várias décadas.

O “método de shock”, utilizado pelos russos em meados do século passado no treino da força rápida e os resultados alcançados despoletaram grande interesse nos pesquisadores e uma intensa e extensa investigação nesta área do treino.

É Verkhoshanski quem introduz e desenvolve este método, reconhecendo-lhe grandes vantagens no treino da potência muscular. Demonstrando posteriormente a importância desta capacidade na performance desportivo-motora. (Verkhoshanski, 1968)

Este treinador/investigador obteve progressos e sucessos invulgares com saltadores e sprinters.

Só a partir daí é que treinadores e investigadores de outras áreas se começaram a debruçar sobre o que chamaram de treino pliometrico. Esta designação foi utilizada pela primeira vez em 1975 por Fred Wilt (Chu, 1992). Estes e outros autores como Komi, Bosco e Cavagna contribuíram com os seus estudos para que a pliometria ganhasse aceitação e credibilidade como método de treino que visa desenvolver os aspectos explosivos, característicos de variadíssimos movimentos desportivos.

Este termo deriva das palavras gregas plio e metric, isto é, respectivamente mais e medida (Wilt e Ecker, 1970; Gambetta, 1978; Chu, 1984; Dintiman e Ward, 1988). Consequentemente, pliométrico corresponderá à noção de maior comprimento.

A convicção inicial de Verkhoshanski, mais tarde comprovada, centrou-se na ideia que o treino pliométrico (que utiliza acções musculares em ciclo de alongamento-encurtamento) desenvolvia todo o sistema neuromuscular, e não exclusivamente o tecido contráctil (Radcliffe e Farentinos, 1985), o que iria produzir um movimento de explosividade aumentada (Klinzing, 1987).

A componente neural começa a ganhar espaço nesta investigação, surgindo vários autores que revelam a importância do sistema nervoso e dos seus reflexos involuntários

na produção de força e potência muscular. (Radcliffe & Farentinos, 1985; Lundin, 1987; Dintiman e Ward, 1988)

Cavagna e colaboradores (1965,1968) investigaram a potência gerada durante o “sprint” face aos gastos energéticos, concluindo que à medida que a velocidade e a potência da passada aumentava, os gastos diminuía. Este autor atribuiu estes resultados ao armazenamento e conseqüente libertação de energia elástica nos componentes musculares.

Os estudos posteriores vêm confirmar que as estruturas tendinosas influenciam largamente o comportamento mecânico do músculo, e que estas estruturas também podem ser alteradas e melhoradas por influência do treino. (Fukashiro e col. 2006, Böhm e col. 2006)

No entanto a complexidade deste mecanismo (ciclo alongamento-encurtamento) associado à disparidade de resultados encontrados, gerou noções contraditórias e alguma falta de consenso entre os investigadores.

A polémica acerca da utilização de energia potencial elástica e da eficiência mecânica deste tipo de acções neuromusculares e a falta de consenso entre investigadores provocada pela falta de uniformidade nos conceitos e metodologias de estudo, levaram a uma maior divagação e abrandamento do ritmo da investigação nesta área.

Após largos anos de investigação parece-nos impor-se uma revisão profunda e reflectida sobre estes domínios procurando abordar todos os elementos bem como clarificar as diferentes vertentes e perspectivas.

Desta forma, o objectivo deste estudo foi efectuar uma revisão bibliográfica sobre os conceitos fundamentais da temática da Força Reactiva e suas implicações fisiológicas, tentando clarificar as perspectivas que as diferentes investigações têm revelado.

2. Metodologia

Este trabalho baseou-se na leitura e análise de artigos científicos, trabalhos acadêmicos e livros da área.

A pesquisa inicial foi feita a partir de casa, na Internet, com recurso a diferentes motores de busca e complementada em contexto de Biblioteca acedendo às bases de dados da Sportdiscuss e Medline.

A compilação de inúmeros artigos e trabalhos interessantes, envolveu também a rejeição de outros, menos específicos, visto que foram encontrados milhares de resultados que envolviam as palavras-chave que utilizamos.

Excepção feita ao Binómio CAE curto/ CAE longo, onde não foram encontrados resultados em qualquer das bases de dados.

Foi por isso necessária uma pesquisa profunda pelas raízes da temática para poder encontrar o “fio-condutor” que nos trouxe aqui.

Tal como referi anteriormente a reflexão e a discussão, fizeram também parte do processo moroso de interpretação e entrosamento das evidências encontradas durante a pesquisa.

3. O que é o Ciclo de Alongamento Encurtamento (CAE)?

Tal como o nome sugere, o CAE trata-se de uma acção neuro-muscular em que o encurtamento das fibras musculares é precedido de um alongamento.

Os movimentos que utilizam este tipo de acção muscular são também conhecidos como movimentos reactivos ou pliométricos, representando um tipo de funcionamento muscular relativamente independente das outras formas de manifestação de força. (Bosco, 1982; Komi, 1984; Andrade 1999)

A força em Ciclo muscular de Alongamento-Encurtamento (CAE) está presente na maioria dos movimentos naturais, tendo um papel preponderante nas actividades desportivas.

Dos saltos e corridas, aos lançamentos e remates, bem como em inúmeros outros movimentos que implicam um alongamento muscular prévio, a força desenvolvida em CAE torna-se decisiva. (Schmidtbleicher1996; Carvalho &Carvalho, 2001)

O conceito de CAE “baseia-se no conhecimento de que a estrutura muscular é capaz de gerar maior quantidade de trabalho positivo - ou maior potência máxima com a qual esse trabalho pode ser feito - durante uma contracção concêntrica quando é submetido imediatamente antes a uma contracção excêntrica.” (Moura e col.1998)

Esta acção cíclica caracteriza-se também por uma maior eficiência comparativamente com acções musculares puramente concêntricas. (Aura & Komi, 1986; Komi, 1992)

Já lá vão alguns anos desde que diversos autores demonstraram experimentalmente que uma contracção concêntrica produz maior expressão de força quando precedida de uma contracção excêntrica. (Gambetta, 1978; Komi & Bosco, 1978; Bosco e col. 1981; Hakkinen & Komi, 1983; Enoka, 1988; Fini e col. 2007)

A explicação detalhada deste processo continua, no entanto bastante longe de se concluir, visto que os autores da área não chegam a um consenso relativamente a questões como a utilização de energia potencial elástica, ou a eficiência deste movimento. Não obstante, parece consensual que na execução de CAEs, o músculo apresenta alterações no seu comportamento mecânico e metabólico durante a fase

concêntrica, que advêm da precedente contracção excêntrica, e são estas alterações que parecem justificar a potenciação do CAE. (Bobbert e col.1996; Komi, 1997; Zatziorsky, 1995; Fini e col., 2007)

3.1. Estudos clássicos do CAE

Segundo vários autores, existem 2 principais factores de potenciação do CAE (elasticidade muscular e o reflexo de alongamento) que estão profunda e intimamente interligados, não havendo ainda premissas suficientes para saber com exactidão como se complementam, qual o seu papel específico ou níveis de contribuição. (Enoka, 1988; Komi & Gollhofer, 1997; Herzog, 1997)

Bosco e colaboradores (1982c) sugerem que as componentes elásticas poderiam ser mais influentes, mas os reflexos proprioceptivos não poderiam ser ignorados nos movimentos que solicitam a união de contracções excêntrica - concêntrica.

No entanto, Komi e Gollhofer (1997) explicam que o aproveitamento de energia elástica está directamente associado com o reflexo de alongamento, pois este permite uma activação muscular intensa, que evita a dissipação da energia armazenada durante a fase excêntrica.

Torna-se evidente que a potência muscular pode ser altamente beneficiada pelos efeitos comuns, ou seja, do reflexo de alongamento e da utilização de energia elástica. (Bosco e col. 1981)

As propriedades reactivas e a natureza elástica do tecido muscular esquelético serão tratadas separadamente, no entanto, elas tendem a trabalhar em respostas paralelas durante a maior parte dos movimentos.

Embora a grande dificuldade referida em estimar uma relativa contribuição destes dois mecanismos, Bosco e colaboradores (1982d) procuraram estudar os efeitos do reflexo de alongamento e da utilização de energia elástica no triceps surae durante o CAE e encontraram valores da ordem dos 72 e 28 % respectivamente.

3.1.1 Reflexos Proprioceptivos

Todo o controlo e coordenação motora são dirigidos pelo sistema nervoso central, utilizando para tal informações e retroregulações (feedback's) sensoriais provenientes dos receptores proprioceptivos. Estes receptores contribuem para que tenhamos percepção e consciência do nosso corpo bem como dos movimentos que realizamos.

Os Fusos Neuro - Musculares (FNM) e os Orgãos Tendinosos de Golgi (OTG), são proprioceptores responsáveis pela percepção dos factores neuro-fisiológicos do CAE bem como da generalidade das acções motoras. A sua acção é essencialmente de facilitação, reforço ou inibição das contracções musculares. (Jones, 2001)

3.1.1.1. Fusos Neuromusculares

Amplamente distribuídos pelo tecido muscular, os fusos neuromusculares (FNM) são constituídos por fibras musculares intrafusais (IF), localizadas paralelamente às extrafusais (EF). No entanto na sua região central não existem praticamente filamentos de actina e miosina. Por isso não têm contribuição contráctil.

São órgãos sensitivos em que o alongamento das IF provoca um forte estímulo de activação nervosa que é enviada para a espinal-medula, causando uma resposta motora imediata.

Este reflexo de alongamento ou miotático é accionado no sentido de proteger o sobre-estiramento, salvaguardando riscos de lesão. (Allerheiligen, 1994; Henson, 1994)

Paralelamente verifica-se a correspondente inibição dos músculos antagonistas - Inibição Recíproca.

Nos movimentos em CAE, o motoneurónio motor envia informação eferente aos músculos levando-os a contraírem-se de forma mais rápida e com maior potência. (Radcliffe & Farentinos, 1985)

Dintiman e Ward (1988) referem que o reflexo de alongamento ou estiramento aumenta o número de Unidades Motoras (UM) recrutadas, bem como a sua frequência de activação.

Alguns autores referem que a intensidade do estiramento muscular determina proporcionalmente o estímulo eferente e conseqüentemente a força de contracção dos agonistas. (Lundin, 1987; Gollhofer e col. 1995)

Isto sugere que para maximizar os efeitos favoráveis do reflexo de alongamento, o músculo tem de ser fortemente alongado, aumentando assim a velocidade de alongamento e provocando alta frequência de descarga dos FNM.

Alguns estudos revelam ainda que o tempo entre a contracção excêntrica e concêntrica deve ser mínimo, de modo a capitalizar o incremento da actividade nervosa. (Desmedt & Godaux, 1977; Schmidtbleicher, 1985; Bobbert e col. 1986; Bobbert e col. 1987)

O reflexo de alongamento tem sido estudado pormenorizadamente, através de electromiografia (EMG) de dorsi-flexões passivas do tornozelo, registando-se um aumento de Força do Tendão de Aquiles (FTA) na ordem dos 200-500%. (Gollhofer e col. 1995)

Nestas condições, o tempo entre o registo EMG e o aumento de força era de 13 a 15 ms.

Os FNM parecem funcionar assim, em todos os movimentos preparatórios em direcção oposta à do movimento programado, isto é, deixam de servir como “mecanismo de protecção” para funcionarem como “sobre - alimentação” da actividade nervosa e conseguir com isso um estímulo mais forte, provocando uma contracção muscular mais potente.

3.1.1.2. Órgãos Tendinosos de Golgi (OTG)

Estes órgãos são também mecanorreceptores proprioceptivos responsáveis pelo controlo da contracção muscular, estando envolvidos no reflexo de inibição ou reflexo de alongamento inverso.

Localizam-se perto da junção miotendinosa, sendo sensíveis às alterações e à velocidade das alterações da tensão muscular.

São estimulados por elevação da tensão decorrente das contracções e/ou por estiramentos musculares que excedem um determinado limiar. Enviam sinais nervosos para o Sistema Nervoso Central (SNC), e as respostas eferentes inibem a contracção e levam ao relaxamento muscular (Clark, 1973). Contrariamente aos FNM, os OTG têm um efeito inibidor da contracção. (Jones, 2001)

A localização, junto da conexão musculo-tendinosa, permite que sejam deformados de forma passiva pelo alongamento, sendo bastante menos sensíveis que os

FNM aos movimentos. No entanto, os sinais aferentes provenientes destes órgãos são mais fortes, sobrepondo-se, aos sinais provenientes dos FNM. (Jones, 2001)

Este reflexo previne por isso, a sobretensão muscular proveniente, quer do exagerado alongamento do músculo, quer da excessiva tensão derivada da contracção.

O reflexo do OTG é assim também um mecanismo de protecção do músculo das excessivas tensões resultantes de fortíssimas cargas de estiramento (com o reflexo miotático inerente), procurando evitar a sua ruptura ou lesão a partir do momento em que a tensão ultrapassa as possibilidades estruturais do sistema musculo-tendinoso. (Allerheiligen, 1994; Jones, 2001)

Em resumo podemos dizer que tanto o reflexo de alongamento como o de inibição, são basicamente mecanismos de protecção dos músculos a excessivos estiramentos, agindo no entanto em sentido diametralmente oposto.

3.1.2. Propriedades elásticas dos músculos

O comportamento do músculo esquelético foi estudado e superiormente descrito na primeira metade do século passado por Hill e no essencial ainda hoje é aceite. (Hill, 1950)

Neste modelo a estrutura muscular é representada por uma componente contráctil (CC) e uma componente elástica que por sua vez se divide em componente elástica em série (CES) e componente elástica em paralelo (CEP). Fig 1a)

Os componentes

elásticos em série podem ser ainda divididos em activos, que se identificam com as pontes cruzadas que se estabelecem entre a actina e a miosina, e em passivos, compostos pelos tendões e tecido conjuntivo (Figura 2 e 3). Por sua vez, os

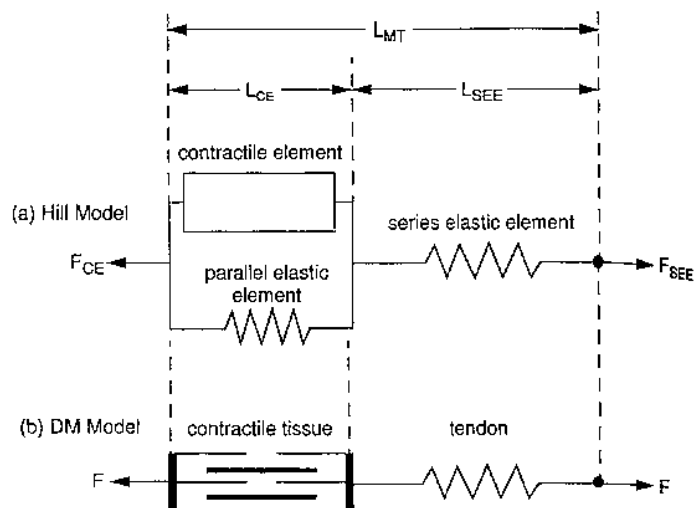
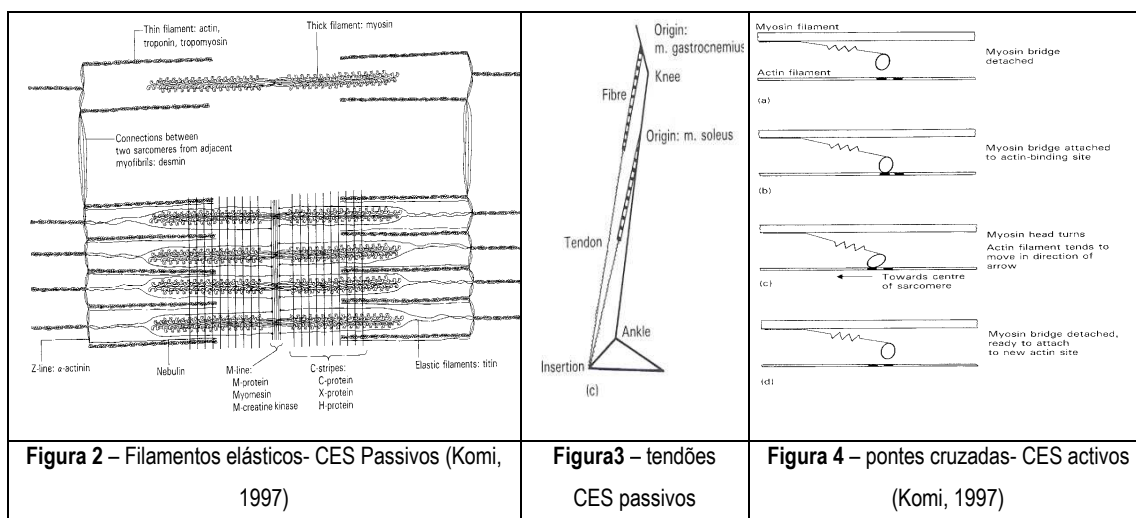


Figura 1 - Ilustração da estrutura muscular (Cole e col.1996)

componentes elásticos em paralelo (CEP) são formados pelas membranas que envolvem as fibras, fascículos e todo o músculo (peromísio, endomísio e epimísio), que se reúnem nos tendões.

Os CEP encontram-se assim localizados no interior de estruturas passivas e por isso o seu efeito é exercerem uma força passiva, quando o músculo relaxado é alongado. Tendo ainda como função fazer com que o músculo retorne ao seu comprimento normal após o estiramento. (Enoka, 1988)

O mesmo autor denomina de stiffness (rigidez) esta tensão suportada pelos CEPs, e afirma que esta resistência do tecido muscular pode ser treinada e desenvolvida, provocando um aumento ou diminuição no índice de rigidez do sistema musculo-



tendinoso.

Por outro lado, os CES são juntamente com as CC responsáveis pelo comportamento do músculo activo (Enoka, 1988). Já Hill (1950) sugerira que os CES se localizavam no interior da componente contráctil (Figura 4). Esta ideia foi posteriormente confirmada por Huxley e Simons (1971) e Rack Westbury (1974), que foram mais longe ao identificarem os CES como constituintes das pontes cruzadas (entre a actina e a miosina), tal como mostra a figura 5.

Estes autores entendem que o comportamento mecânico do músculo é amplamente determinado pelos CES e definiram por outro lado que a rigidez muscular, não era apenas dependente dos CEP mas também dos CES denominando de “rigidez elástica de pequena amplitude”(short-range elastic stiffness).(Rack & westbury, 1974; Bosco e Komi, 1979a/b)

Esta rigidez elástica curta, trata-se da capacidade de alongamento dos CES de determinada fibra sem que as pontes cruzadas se quebrem.

Herzog (1997), explica que a força numa ponte cruzada, bem como o seu trabalho potencial, depende directamente da distância x (Figura 5), isto é o alongamento dos elementos elásticos das pontes cruzadas.

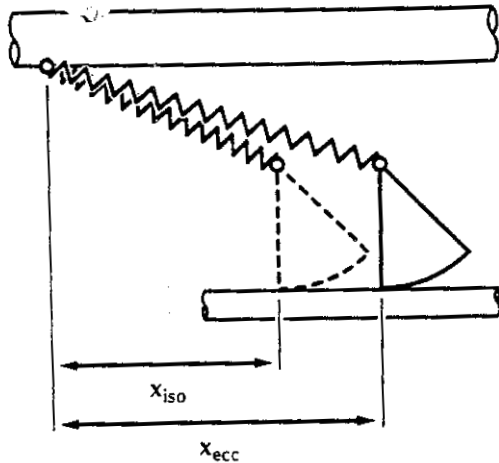


Figura 5 - Desenho esquemático de duas pontes cruzadas de acordo com o modelo proposto por Huxley&Simons. x_{iso} e x_{ecc} representam a distância dos pontos de ligação das pontes cruzadas na miosina (filamento grosso) e actina (filamento fino). (Herzog, 1997)

Segundo o mesmo autor, quando um músculo activo é estirado, a distância x torna-se maior do que numa contracção concêntrica ou isométrica, aumentando assim a força e o trabalho potencial das pontes cruzadas.

Cavagna (1970,1977) realizou extensas investigações acerca do armazenamento e reutilização de energia elástica durante o CAE, descobrindo que o trabalho positivo durante a corrida era consideravelmente elevado para a energia consumida. Demonstraram também que esta eficiência era mais evidente com o aumento efectivo da velocidade. Sugerem então, que o trabalho positivo do CAE, na fase propulsiva da corrida, é sustentado principalmente pela acção dos elementos elásticos e em menor grau pela actividade de encurtamento activo dos músculos.

Num estudo de 1983, Fukashiro e colaboradores referem que durante os saltos verticais repetidos, os componentes elásticos são responsáveis por metade a dois terços do trabalho positivo total.

Desde então a elasticidade muscular tem sido compreendida como um dos mais relevantes factores de potenciação do Ciclo Alongamento-Encurtamento. É habitualmente entendida num quadro de armazenamento e reutilização de energia potencial. Esta particularidade do armazenamento de energia resulta da tensão desenvolvida pelo rápido alongamento muscular, que se deve à energia cinética,

adquirida pelo indivíduo (por exemplo através da força da gravidade - DJ). (Chu & Plummer, 1984; Radcliffe & Farentinos, 1985; Komi, 1984/1992/1997; Allerheiligen, 1994) Durante a contracção excêntrica, esta energia cinética é armazenada sob a forma de energia potencial elástica no sistema musculotendinoso. (Komi, 1992/1997)

Radcliffe e Farentinos (1985) ilustram o mecanismo, referindo que o músculo alonga-se como se fosse uma “tira de borracha”, podendo a energia armazenada nos CES ser seguidamente utilizada numa reacção oposta, (por exemplo, impulsão após contacto com o solo) e será adicionada à força desenvolvida pela acção contráctil concêntrica do músculo, conseguindo-se assim um trabalho de superação potenciado.

Recentemente Fukashiro e colaboradores (2006), bem como Fini e colaboradores (2007) observaram este mecanismo elástico “in vivo” através de ultrasonografia.

Klissouras e Karpovich (1967) bem como Bosco e colaboradores (1976), verificaram que o tempo de contacto na tábua de chamada durante o salto em comprimento se correlacionava negativamente com a distância atingida pelos saltadores, revelando então, que os melhores resultados eram obtidos quando o Centro de Gravidade (CG) se eleva imediatamente após o contacto na tábua de chamada, enquanto a manutenção ou abaixamento do centro de gravidade durante toda a primeira fase do contacto caracterizava os saltos de pior resultado.

Estes investigadores concluem, que a chamada deve contar com o uso de energia armazenada nos músculos durante a contracção excêntrica dos extensores para a fase subsequente de impulsão.

Constata-se assim, que um acentuado aumento no tempo entre a fase de cedência e a fase de superação no ciclo excêntrico concêntrico conduz a uma redução substancial na energia elástica armazenada, e conseqüentemente um menor (pobre) rendimento no salto em comprimento.

A ideia de que a capacidade de mudar rapidamente de um alongamento para encurtamento é a chave para o aproveitamento da energia elástica do músculo, foi provada experimentalmente por Bosco e Komi (1979a/b) através da comparação de DJs com amortecimento e sem amortecimento.

Nos saltos com amortecimento, tal como o nome sugere, os sujeitos realizavam um movimento excêntrico de maior duração, através de maiores deslocamentos angulares, enquanto os DJs sem amortecimento exigiam flexões mínimas do joelho

durante a “aterragem”, procurando de imediato desenvolver a fase de ascensão, como que numa espécie de ressalto (rebound).

Estes autores concluíram que os valores de potência eram superiores sob condições de não amortecimento, porque o comportamento elástico dos músculos diminui se a flexão dos joelhos aumentar significativamente, como acontece nos saltos com amortecimento (non-rebound).

Referem ainda que esta flexão do joelhos afecta o comportamento elástico de pequena amplitude (short-range elastic stiffness) do músculo, visto que a energia elástica se dissipa sob a forma de calor.

Flytney e Hirst (1978) associam este facto ao “tempo de vida” das pontes cruzadas. Um alongamento demasiado prolongado provocará um desprendimento das pontes cruzadas e consequentemente a dissipação da energia elástica armazenada, visto não ser conhecido nenhum mecanismo que possa por assim dizer, manter “engatilhada” a energia elástica acumulada.

Estes e outros investigadores acabaram por concluir que existiam claramente três condições necessárias para potenciar a elasticidade muscular e os reflexos proprioceptivos e, consequentemente o comportamento reactivo do músculo.

3.1.3. Condições de potenciação do Reflexo Miotáctico e da Elasticidade Muscular

Ao longo desta revisão deparamo-nos com algumas particularidades que se devem conjugar para que haja uma maior e melhor utilização de energia elástica, bem como uma maior actividade reflexa de alongamento. Komi e Gollhofer (1997) referem-se a estas condições como características essenciais para a execução de um CAE eficiente.

3.1.3.1. Carga de pré-alongamento

Como já referimos anteriormente, vários autores acreditam que se há um reaproveitamento de energia elástica proveniente do trabalho excêntrico, deste modo quanto mais energia for armazenada, mais poderá ser reaproveitada.

Isto ficou bem patente nos estudos de Cavagna, onde sugeriu que quanto maior a velocidade de corrida (maior carga de alongamento), mais evidente se tornava a eficiência do movimento. (Cavagna, 1977)

Os resultados do comportamento muscular analisado em laboratório em 1968 por Cavagna e colaboradores não apresentam um limite de carga, sendo que, nestas condições foi observado que quanto mais veloz for o alongamento maior a capacidade de armazenar e utilizar energia elástica. Aponte-se que estes resultados foram obtidos no músculo isolado, onde não existe activação dos OTG.

Komi e Bosco (1978) estudaram drop jumps (DJ) de várias alturas com o intuito de verificar este conceito experimentalmente, bem como determinar a altura ideal de queda (AIQ). A altura ideal de queda é a altura a partir da qual os atletas conseguem realizar os melhores saltos, ou seja a carga de alongamento optimal.

A figura 6 mostra os resultados em que a performance do salto aumenta paralelamente com a altura de queda até aos 60 cm para os homens e até aos 50 cm para as mulheres.

Assim, este ponto de inversão do DJ parece estar associado à retroregulação negativa dos OTG, levando a uma diminuição da força e tensão produzidas (Ou seja, as pontes cruzadas não se mantêm fixas).

Os mecanismos de força reactiva podem ser optimizados através do treino, pela melhoria da sua funcionalidade, no sentido de aumentar a performance e não deixar de manter todos os aspectos de protecção da estrutura musculo-tendinosa.

Isto torna-se evidente quando se analisa o comportamento reactivo durante um "salto em profundidade"(Depth Jumps - DJ), e a respectiva EMG entre sujeitos não

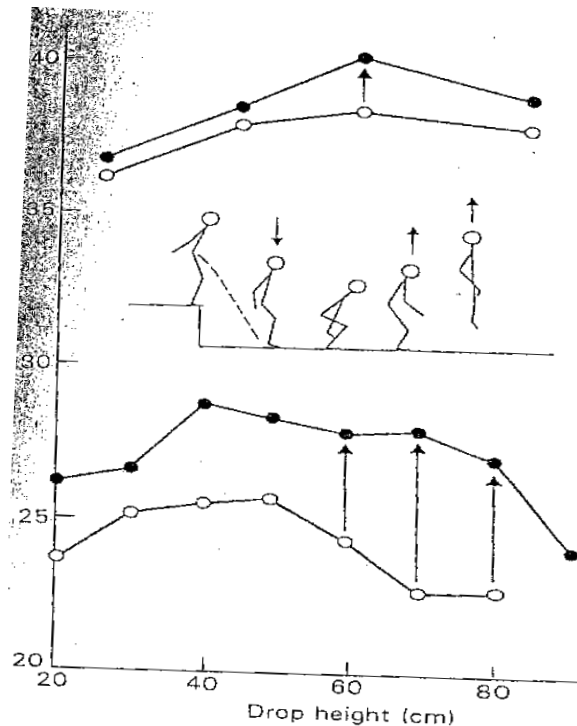


Figura 6 - Comparação da performance de DJ's de várias alturas em atletas (●) e sujeitos control (○) em homens (em cima) e mulheres (em baixo). (Komi, 1984)

treinados, que desencadeiam mecanismos de inibição naturalmente comandados pela intervenção dos OTG, em contraste com o comportamento de saltadores treinados que respondem com um "período de facilitação". Esta facilidade pode ser devida à adaptação e melhor controlo dos mecanismos inibidores de inervação sensitiva do músculo esquelético, para além de outros aspectos, nomeadamente da reutilização da energia elástica acumulada e a actividade nervosa acrescida pelo reflexo de estiramento. (Schmidtbleicher & Gollhofer, 1982)

Nos movimentos como os saltos em profundidade, a tensão suportada pelos músculos extensores dos membros inferiores durante a fase de amortecimento é tão elevada que rapidamente são activados os OTG. A utilização dos SPs ou DJ durante o treino parece conduzir a uma elevação do limiar de activação dos OTG, o que permitirá suportar maiores tensões musculares.

3.1.3.2. Amplitude do Movimento

Embora algumas investigações neste capítulo estejam em perfeita contradição, a ideia de que a amplitude do movimento limita a utilização de energia elástica e do reflexo miotático já tem algum tempo. (Klissouras & Karpovich, 1967; Bosco e col., 1976)

No entanto só a partir dos estudos de Bosco e Komi em 1979 (a/b) começaram a surgir resultados mais coerentes e consistentes. Neste estudo, os autores conduziram uma investigação no sentido de verificar como as curvas de força-velocidade e da potência podiam ser modificadas, face a diferentes tipos de alongamento prévio.

Foram realizados DJs de diferentes alturas, utilizando-se no amortecimento diferentes deslocamentos angulares ao nível da articulação do joelho. Todos os resultados mostraram que a potência e a força eram bastante mais elevadas durante as situações em que houve pequenos deslocamentos angulares.

Estes resultados foram comprovados por outros estudos posteriores. (Bosco e col. 1981/1982a/b; Schmidtbleicher, 1985; Schmidtbleicher & Buhle, 1987; Komi & Kyrolainen, 1996, Fini e col. 2007)

Em resumo, se os deslocamentos angulares ultrapassarem determinado ponto, a energia elástica é dissipada sob a forma de calor, impossibilitando a sua reutilização.

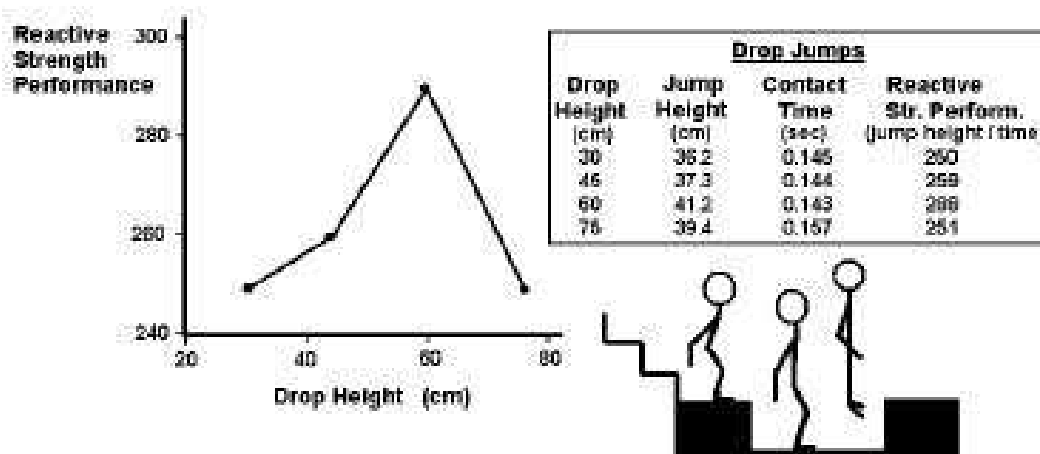


Figura 7 – Performance e tempo de contacto no solo de DJs de diferentes alturas. (Jarver, 2000)

3.1.3.3. Tempo de Transição

Considera-se tempo de transição (TT), o intervalo de tempo que medeia entre a fase excêntrica e a fase concêntrica do movimento. O TT está intimamente relacionado com os dois aspectos abordados anteriormente: a carga de alongamento e a amplitude do movimento.

Quanto mais optimal for a carga de alongamento menor será o tempo de transição. Face a uma carga de alongamento exagerada, o TT tenderá a aumentar aumentando assim a amplitude do movimento.

Importa referir que a força desenvolvida no final do alongamento (energia elástica reaproveitada) está negativamente correlacionada com a duração do tempo de transição. (Schmidtbleicher, 1985; Bobbert e col. 1986; Bobbert e col. 1987)

Como já foi referenciado, as modificações elásticas que se verificam no músculo têm um carácter transitório e parecem estar associadas ao "tempo de vida" das pontes cruzadas. (Flitney & Hirst, 1978)

Este entendimento, ilustrado na Figura 7 vem reforçar a opinião de alguns autores, para os quais a potenciação do CAE passa por uma relação tão breve quanto possível entre as fases de alongamento e encurtamento (Chu, 1992; Allerheiligen, 1994). Ou seja, quanto menor for o tempo de transição maior tensão é produzida no final do alongamento, aumentando-se deste modo a produção de força na fase concêntrica. (Cavagna e col. 1965; Bosco e col. 1981, Bosco e col. 1982a)

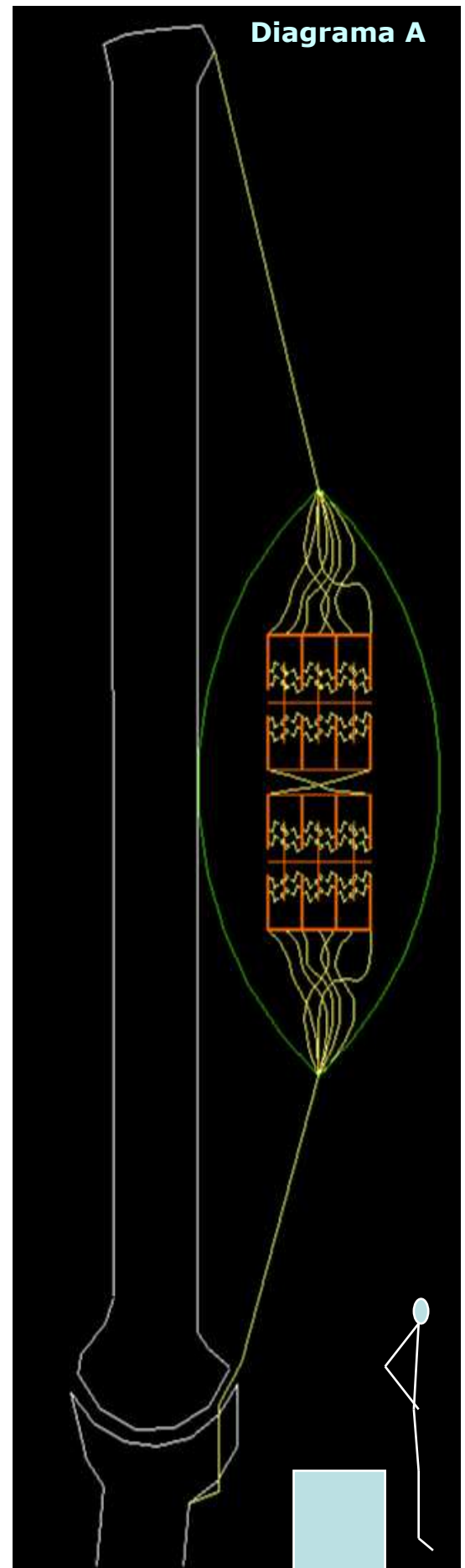
A capacidade de armazenar e reutilizar energia elástica relaciona-se ainda com o potencial elástico e a rigidez musculo-tendinosa, que varia entre os praticantes de diferentes modalidades desportivas, como comprova o já citado estudo de Bosco e Komi (1982). Foi também demonstrado que esta rigidez mio-tendinosa pode ser influenciada pelo treino (Bosco e col. 1976; Gambetta, 1978/1987; Wilson e col. 1992). Através de actividades como a corrida, os saltos e os lançamentos que recorrem ao CAE, desenvolve-se a capacidade de alongar a componente elástica do CMT, aumentando assim a eficácia do movimento. (Yessis, 1982)

3.1.4. Pré-Activação: Um pré requisito

A teoria de Kornhuber, baseada em dados experimentais, sugere que nos movimentos balísticos, o córtex cerebral inicia a sua actividade antes do início do movimento, o que não acontece nos movimentos lentos. (Fukunaga e col. 2002)

O córtex cerebral calcula assim antecipadamente a força e tempo de intervenção das UMs, para que esta se dê ao seu mais alto nível (Joyce e col. 1969; Grimby & Hannez, 1977; Schmidtbleicher & Gollhofer 1982; Schmidtbleicher e col. 1988; Sardinha, 1990; Sale, 1991; Gollhofer & Kyrolainen, 1991; Rapp & Gollhofer, 1994; Jones, 2001).

Esta pré-activação é perfeitamente constatável no EMG dos extensores da perna na realização de DJs. (Figura 8)



A abcissa corresponde à variável tempo, sendo que o tracejado representa o contacto com o solo,

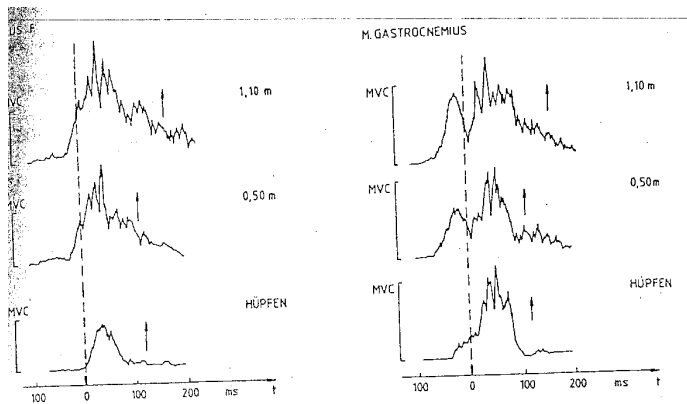


Figura 8 - Electromiogramas médios (n=30) dos músculos rectus femoris (à esquerda) dos músculos gastrocnemius durante saltos em profundidade de uma altura de 0,50 m e 1,10 m. as setas indicam o exacto momento de contacto e saída do solo (Schmidtbleicher & Gollhofer, 1982).

podendo-se constatar a actividade eléctrica antes do contacto (ponto 0). Com o aumento da intensidade da queda, observam-se as seguintes alterações:

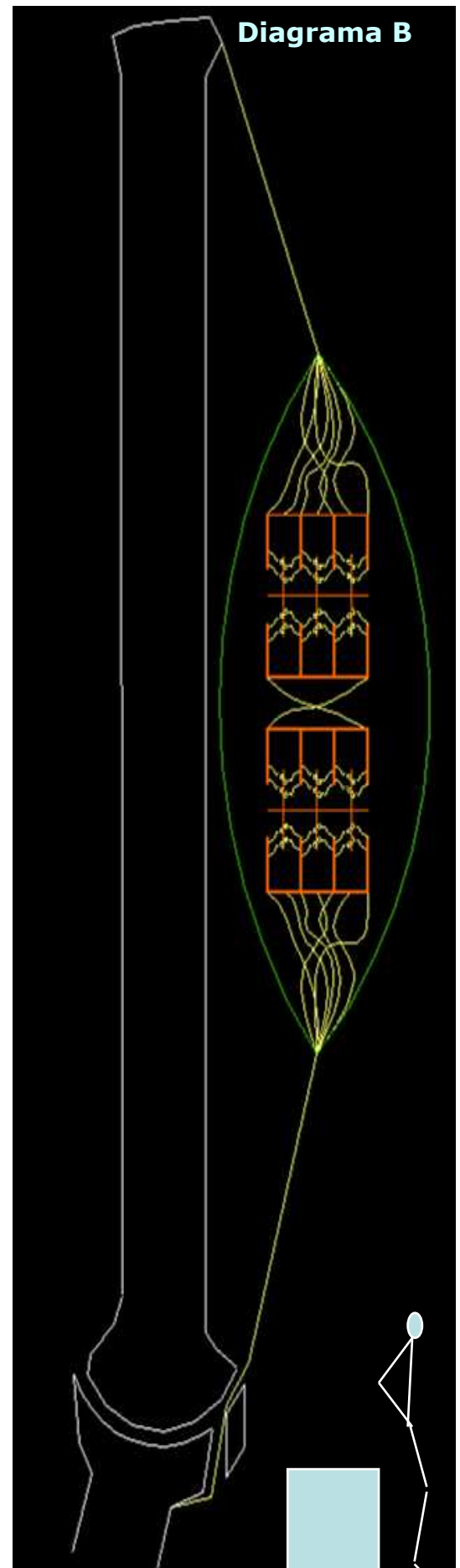
I - Elevação da actividade nervosa na fase de pré-actividade

II - Incremento da manifestação da actividade reflexa adicional durante o contacto com o solo (reflexo miotático)

III - Aumento do tempo de contacto com o solo

Será ainda interessante verificar as diferenças de EMG de saltos de uma pessoa treinada e de uma não treinada. (figura 9)

Para um salto de profundidade de 1,10 m, verifica-se no não treinado uma elevadíssima actividade eléctrica, a que se segue uma clara descida, tudo isto ainda antes do contacto com o solo acontecer. Durante o tempo de contacto, que de resto é muito longo, a



actividade nervosa é relativamente baixa, inclusive mesmo durante a acção concêntrica.

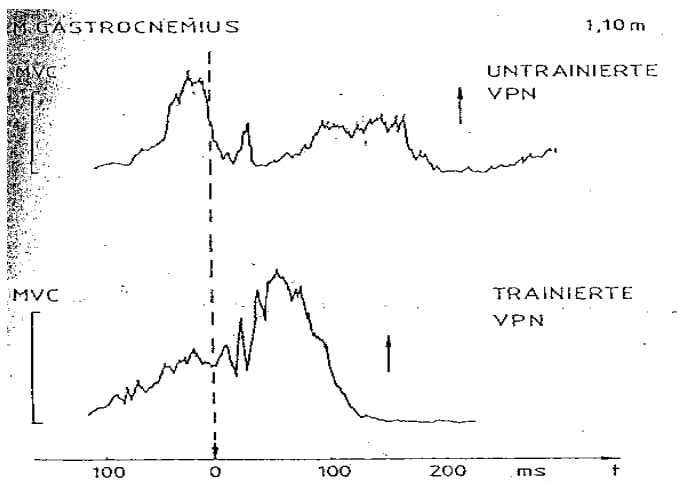


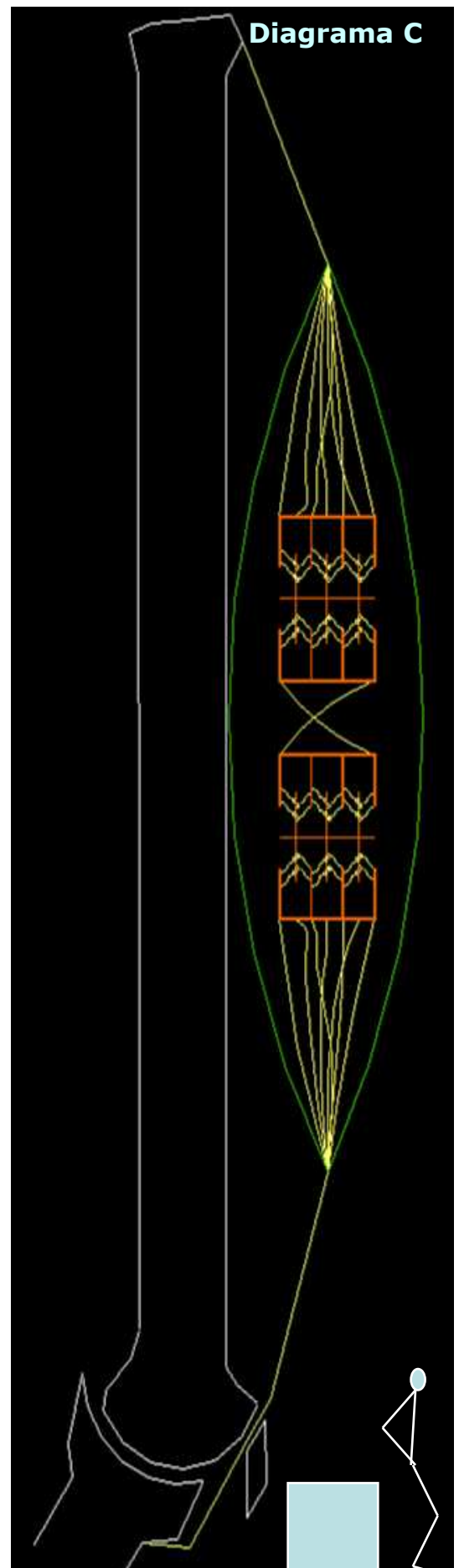
Figura 9 - Electromiogramas médios (n=30) dos músculos gêmeos na execução de saltos em profundidade de uma altura de 1,10 m de um sujeito não treinado (em cima) e treinado (em baixo) (Schmidtbleicher & Gollhofer, 1982).

No fundo, o não treinado, parece evidenciar uma queda de apreciável altura, seguido de um salto de impulsão vertical, não se servindo dos pressupostos de CAE.

Um ciclo alongamento-encurtamento não é apenas um movimento excêntrico, seguido de um posterior movimento concêntrico, mas naturalmente muito mais do que isso.

É o que se passa no decurso do salto do indivíduo habituado ao treino de força reactiva, onde se observam muito leves reduções da actividade no EMG no momento do contacto com o solo, que reflecte que os mecanismos de protecção estão sob controlo, mas a actividade reflexa é integrada na intervenção básica - acção facilitadora (Schmidtbleicher & Gollhofer, 1982).

O atleta saltador é capaz de integrar os efeitos da



pré actividade e do reflexo miotático como "actividade adicional", disponibilizando-os para acrescidas expressões de força propulsora.

Vários autores sugerem que é a pré-tensão muscular, que permite o armazenamento de energia elástica, visto que se o músculo se encontrar relaxado na fase de contacto com o solo, não conseguirá manter as pontes cruzadas "engatilhadas", levando ao estiramento dos CES (Joyce e col., 1969; Komi e Gollhofer, 1997; Schmidtbleicher 1999/2003).

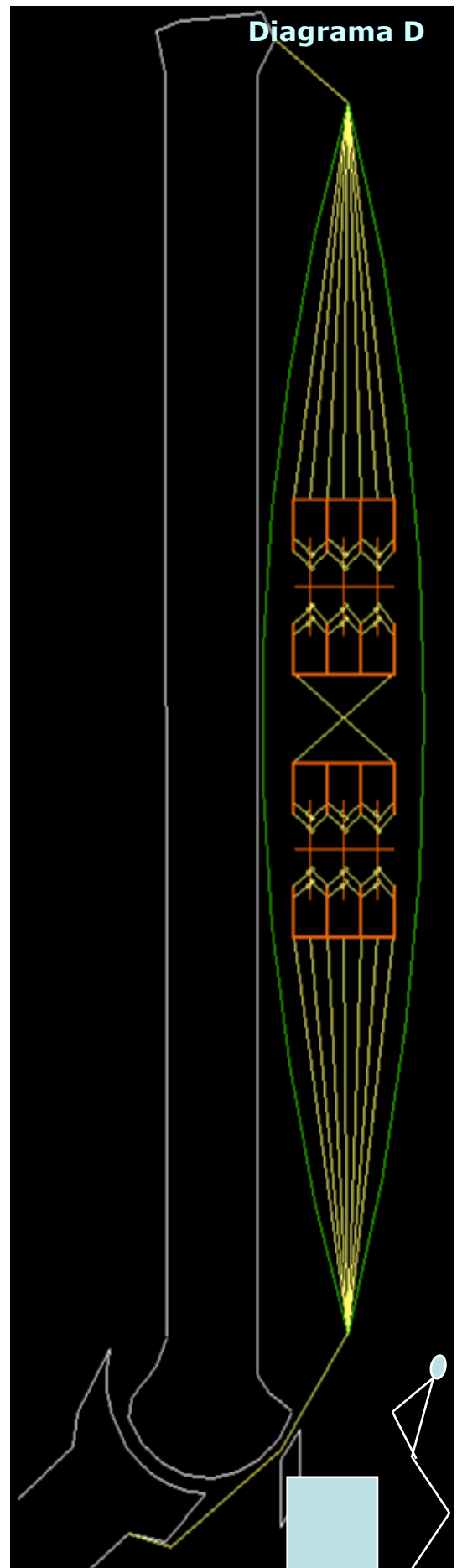
Assim esta pré-actividade pode ser entendida como um pré-requisito para que o sistema musculotendinoso possa funcionar de forma análoga a uma "faixa de borracha".

Este é um dos pontos fulcrais do modelo ilustrativo que apresentamos de seguida.

3.1.5. Modelo de contracção Isométrica em Ciclo de Alongamento–Encurtamento

Esta representação pretende ilustrar um vasto, visto que se trata de um músculo mono articular que faz a extensão da tíbia sobre o fémur.

O diagrama A representa uma fase que consideramos essencial para o CAE, ou seja, o início daquilo a que chamamos de contracção isométrica em regime de ciclo alongamento-encurtamento. Este é o momento (antes do contacto com o solo) em que surge um estímulo electromiográfico denominado de pré-activação que embora não provoque nenhum tipo de movimento, leva ao estabelecimento de pontes cruzadas entre os filamentos de actina e miosina



criando uma pré-tensão muscular anteriormente referida.

Concordamos com os autores que sugerem que são estas pré-ligações entre miofilamentos que permitem que o sistema musculotendinoso armazene energia nos seus componentes elásticos que se encontram “em série” com os estes componentes contrácteis. E é isso que pretendemos explicar visualmente nos diagramas desenvolvidos.

Assim, e no caso do Drop Jump (DJ), é antes do contacto com o solo que tudo começa. No diagrama B (contacto), podemos constatar que aquando do contacto com o solo todas as pontes cruzadas se mantêm fixas, sendo que todos os elementos elásticos que estão em série com as pontes cruzadas se começam a alongar.(Fukunaga e col. 2002; Kubo e col. 2000)

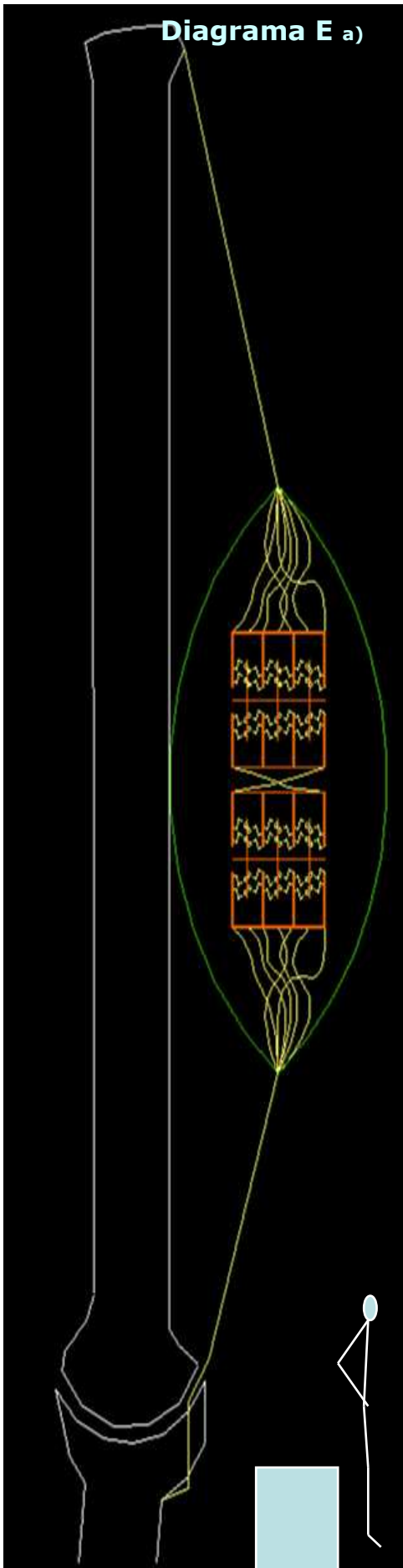
Também podemos verificar que os componentes elásticos em paralelo (CEP) representados a verde se alongam e juntamente com os CES, dão início ao armazenamento de energia potencial elástica e começam a criar uma tensão no sistema músculo tendinoso.

Nesta altura os fusos neuromusculares vão começar a aumentar a frequência de emissão de impulsos aferentes em virtude da velocidade de alongamento.

No diagrama seguinte (C), é possível verificar que todos os Componentes Elásticos em Série (CES) -a amarelo- se alongam sem que se quebrem as pontes cruzadas. Assim podemos entender este ciclo muscular como uma contracção isométrica(Fukunaga e col, 2002; Ishikawa e col. 2005; Kubo e col.2000), e explicar a capacidade de gerar uma força que supera em larga escala a força máxima concêntrica (Zatziorsky, 1995). Neste sentido todo o complexo músculo-tendão está sobre tensão exagerada, o que pode ser considerado prejudicial para o sistema.

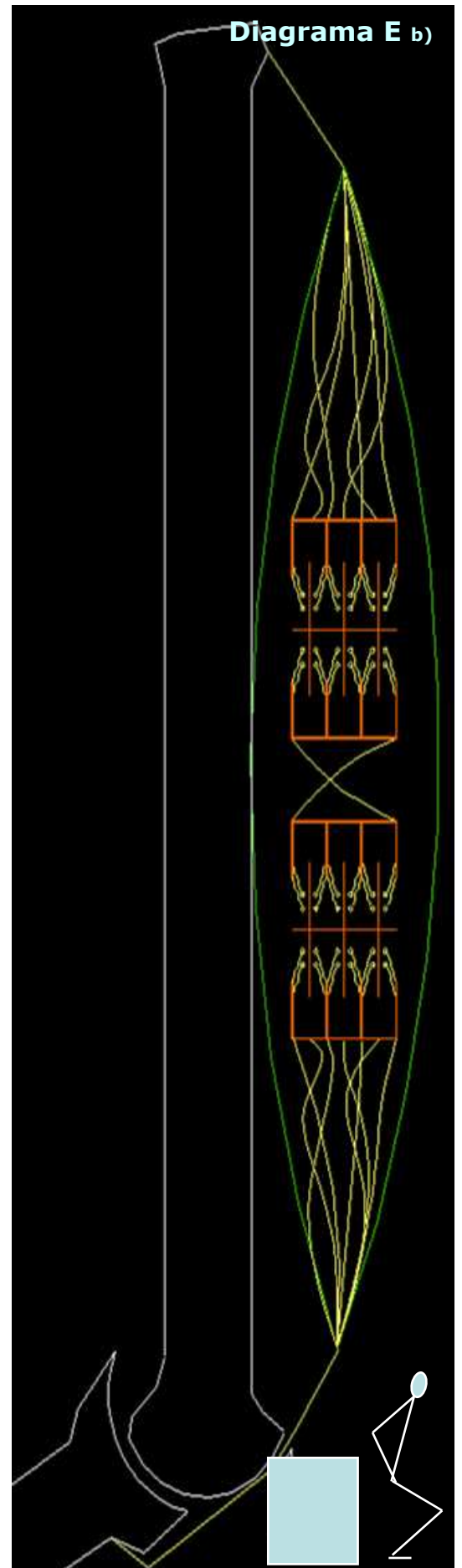
A carga de alongamento e as características musculares do indivíduo irão ditar a capacidade de reutilizar a energia cinética adquirida na queda e que neste momento está a ser transformada em energia potencial elástica.

A esta característica muscular de resistir ao alongamento sem que as pontes cruzadas se quebrem, através do estiramento das componentes elásticas em séries, os autores denominam de rigidez elástica de pequena amplitude. (Flitney & Hirst, 1978; Rack & Westbury, 1974)



Chegamos então a um ponto crucial da contracção em CAE, que segundo este modelo se trata de uma contracção isométrica, (Diagrama D) em que surge um forte estímulo aferente por parte dos fusos neuromusculares que se encontram sobre grande tensão e o conseqüente reflexo de alongamento.

Este reflexo para além de levar à contracção do músculo agonista que já se encontra contraído, evitando a quebra das pontes cruzadas, provoca também o relaxamento do músculo antagonista (inibição recíproca), despoletando assim o aproveitamento de toda a energia armazenada no complexo músculo-tendão e um potente encurtamento muscular a nível tendinoso e



fascicular. (Ishikawa e col. 2005) Diagrama Ea).

Esta fase identifica-se com o “cortar da corda” de uma catapulta, conferindo grande velocidade ao movimento, sem que esse se deva a um encurtamento contráctil, mas sim elástico. (Ishikawa e col. 2005)

Para este complexo mecanismo muscular ter efeito é necessário que as condições referidas estejam reunidas. Pois se a energia cinética (carga de alongamento/altura da queda) for reduzida o músculo não armazenará energia suficiente para “catapultar” o peso do corpo.

Por outro lado se a energia cinética for exagerada, os OTG serão activados devido a um alongamento contínuo e intenso do músculo e todas as pontes cruzadas desprender-se-ão perdendo-se assim toda a energia armazenada nos CES e levando a um deslizamento efectivo dos filamentos (contração excêntrica - Diagrama Eb).

Como analogia para este mecanismo podemos imaginar que a verga da catapulta se parte, por termos puxado demasiado a corda antes de a cortar, ultrapassando o limiar de flexibilidade da verga.

Todos os estudos e trabalhos têm as suas especificidades. As investigações nesta área não fogem à regra. Na verdade o Ciclo Alongamento-Encurtamento que descrevemos reflecte o movimento mais puro e eficiente. No entanto o Ciclo Alongamento Encurtamento não acontece apenas nas melhores condições de potenciação. O músculo tem a capacidade de combinar formas de contração de maneira a aproveitar as condições existentes e produzir o maior e melhor trabalho possível.

Na realidade quando falamos de CAE e dizemos que uma contração concêntrica é mais potente se for precedida por uma contração excêntrica, não estamos a referir-nos a este tipo de CAE. Ou seja quando puxamos o braço atrás para fazer um lançamento, ou fazemos um contra movimento para saltar, partindo de uma posição parada no solo, as condições de potenciação são muito reduzidas. Nestas situações o músculo apresenta um comportamento reactivo bastante distinto.

3.2. Confusão e aparente contradição

Ao contrário do que é vulgarmente referido na literatura da especialidade, existem diferentes tipos de CAE. O movimento que descrevemos anteriormente corresponde ao CAE segundo as condições ideais de potenciação. Na realidade este tipo de contracção surge sob condições distintas, originando diferentes tipos de CAE. Schmidbleicher (1996, 1999, 2003) defende claramente a divisão em dois comportamentos reactivos completamente distintos e opostos. O CAE curto e o CAE longo. No entanto, a grande parte dos autores referem-se ao CAE como um único tipo de movimento.

De facto, embora ambas sejam acções neuromusculares desenvolvidas em CAE, tem realidades e mecanismos fisiológicos, biomecânicos e anatómicos completamente distintos. (Schmidbleicher, 1996/1999/2003; Andrade, 1999; Carvalho & Carvalho 2001)

Importa por isso perceber, que o mecanismo exacto que regula a potenciação da performance durante o CAE, para além de ser caracterizado por uma grande complexidade, varia consoante o tipo de CAE em questão. (Schmidbleicher 1999/2003)

No entanto, grande parte da literatura sobre este tema e, por arrastamento, o que escrevemos nos capítulos precedentes refere-se quase exclusivamente às características do CAE curto, rápido e eficiente, apelidando-o apenas de CAE.

Embora o CAE do tipo longo seja habitualmente excluído da análise, existem alguns estudos (Anderson & Pandy, 1993; Bobert e col. 1996, Kurokawa e col. 2003) que esclarecem pontos importantes sobre este tipo de CAE, revelando (naturalmente) resultados contraditórios aos estudos clássicos (visto que se tratam de mecanismos distintos).

3.2.1. Forças reactivas de curta e longa duração

Estes dois tipos de CAE estão também associados a dois tipos de expressão de força, que, nos membros inferiores, podem ser avaliadas através de diferentes provas indicadas no protocolo de Bosco (1987).

A força reactiva de curta duração é utilizada durante o CAE curto, e como já vimos tem como salto representativo e prova de avaliação, o Drop Jump (DJ). Por outro

lado a força reactiva de longa duração, referenciada durante os CAEs longos, é representada pelo Countermovement Jump (CMJ), sendo avaliada através desta prova.

Segundo a mesma proposta de Carmelo Bosco, a força explosiva (taxa de produção de força) não reactiva, é avaliada pelo Squat Jump (SJ – Não existe contramovimento pois parte da posição de semi-agachamento).

Esta expressão de força revela-se muito importante, tendo a sua interpretação um papel fulcral na complementação da análise das outras duas forças. A figura 10 representa graficamente estas três formas de avaliação de manifestações de força correspondentes ao protocolo de Bosco.

Pela simples observação da figura e dos tempos de contacto com o solo, torna-se clara a distinção entre:

- CAE longo (cerca de 640 ms na figura), que se pode caracterizar por acentuados deslocamentos angulares dos segmentos dos membros inferiores, através de maior tempo de contacto com o solo (superior a 250 ms)

- CAE curto (cerca de 180 ms na figura), que por seu lado envolve menores deslocamentos angulares, visto que tem duração total entre 100-200 ms.

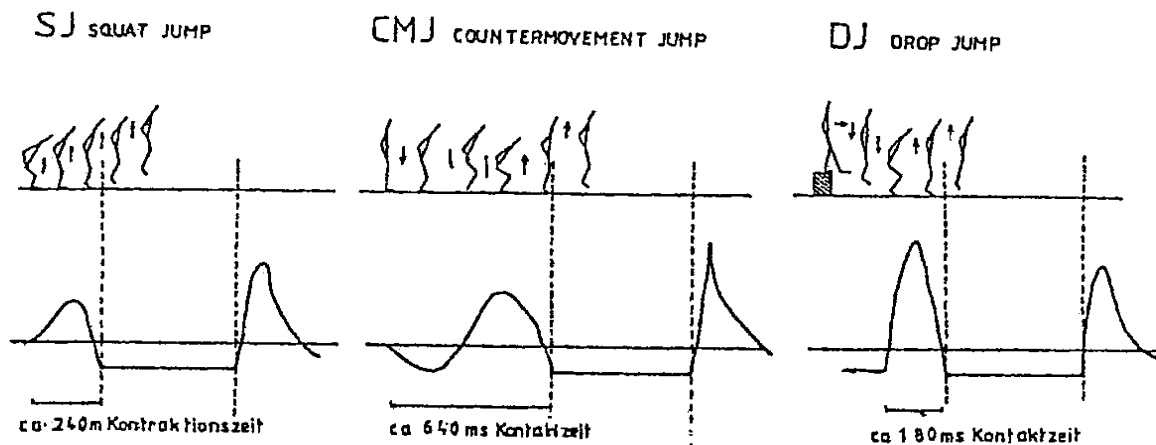


Figura 10 - Representação gráfica das três formas de impulsão (Schmidtbleicher, 1996)

Estas diferenças são porventura as mais visíveis, no entanto elas reflectem duas realidades substancialmente distintas, sendo por isso, também utilizados em diferentes situações. (Schmidtbleicher, 1999/2003)

A figura evidencia claramente a força reactiva gerada na plataforma durante o DJ, que atinge elevadíssimos níveis de tensão, sendo o tempo de contacto no solo extremamente curto.

Estas são duas das principais características do que normalmente se denomina de CAE, e que de facto corresponde ao CAE curto.

O CAE do tipo longo é utilizado quando o indivíduo não está animado de energia cinética relevante, e através de um contrabalanço (pré-alongamento), utiliza a sua energia contráctil máxima, beneficiando da potenciação da maquinaria contráctil, tal como num salto de ressalto no basquetebol ou de bloco no voleibol, até aos deslocamentos laterais utilizados na maior parte dos desportos colectivos. (Schmidtbleicher, 1999/2003)

Por outro lado, o CAE do tipo curto (que estudamos detalhadamente anteriormente), permite maior eficiência muscular, aproveitando a energia cinética de que o indivíduo vem animado, armazenando e reutilizando esta energia sob a forma de energia potencial elástica. Normalmente, este tipo de CAE é utilizado nos movimentos desportivos, quando o indivíduo usa apenas um dos membros inferiores para o salto. Temos como exemplo os saltos do atletismo (altura, comprimento, triplo), o lançamento na passada do basquetebol, ou o remate com chamada a um pé do voleibol. (Schmidtbleicher, 1999/2003)

Este tipo de CAE é também responsável pela alta eficiência muscular durante a corrida. (Cavagna, 1970/1977; Komi & Gollhofer, 1997)

A figura 11 mostra o tempo histórico da força de reacção (F_v) expresso relativamente ao instante em que se deixa o contacto com o solo (toe-off, $t = 0$), justapondo um CMJ e um DJ de um mesmo indivíduo.

Torna-se mais uma vez claro que a duração do contacto com o solo no CMJ é muito superior, três vezes maior, que o necessário para a realização de DJ. Contrariamente, a força de reacção vertical desenvolvida contra o solo é muito inferior, cerca de metade.

Na verdade, denominamos ambos os comportamentos de forças ditas reactivas, no sentido de que solicitam contracções em ciclo de alongamento-encurtamento. Mas, se tivermos em conta a definição de força reactiva, que é a capacidade de rapidamente se passar de uma acção excêntrica para uma concêntrica, teremos que uma é mais reactiva que outra.

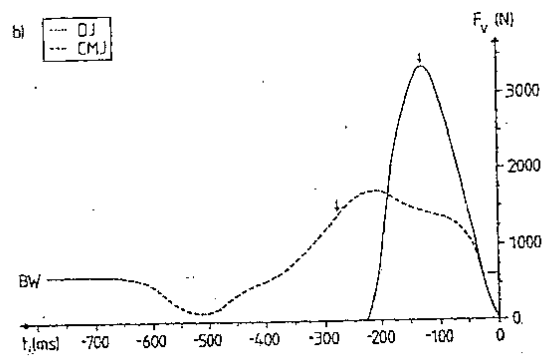


Figura 11 - Registo da força de reacção do solo de um sujeito durante um CMJ e um DJ. As setas indicam o início da fase ascendente e BW é o peso corporal. (Bobbert e col., 1986)

Reverendo ainda as três condições de potenciação dos reflexos propioceptivos e da elasticidade muscular, que segundo Komi e Gollhofer (1997), caracterizam o “verdadeiro” ciclo de alongamento - encurtamento eficiente:

- Grande velocidade (intensidade) de alongamento
- Pequena amplitude de movimento
- Rápida passagem da fase excêntrica para a concêntrica

Embora facilmente se identifiquem as diferenças e se verifique que o CAE longo não tem estas características, ambos são denominados de CAE, levando alguns autores a tratá-los e justificá-los da mesma forma. (Asmussen & Bonde-Peterson, 1974; Komi & Bosco 1978)

Seguindo a conjuntura Van Iggen Schenau (1998) bem como seus colaboradores (1997), vêm refutar os estudos clássicos do CAE (que se baseiam no CAE curto) utilizando o CAE longo como modelo de estudo.

A nosso ver, a confusão e aparente contradição entre estudos desta área devem-se à utilização indiscriminada de cada um dos CAEs na tentativa da sua explicação.

Daí que seja também objectivo desta revisão, a compreensão dos mecanismos do CAE segundo uma visão bipartida, demonstrando as suas principais diferenças. No nosso entendimento, urge uma distinção clara, bem como uma tomada de consciência por parte dos investigadores, que permita novos desenvolvimentos científicos.

Diagrama F

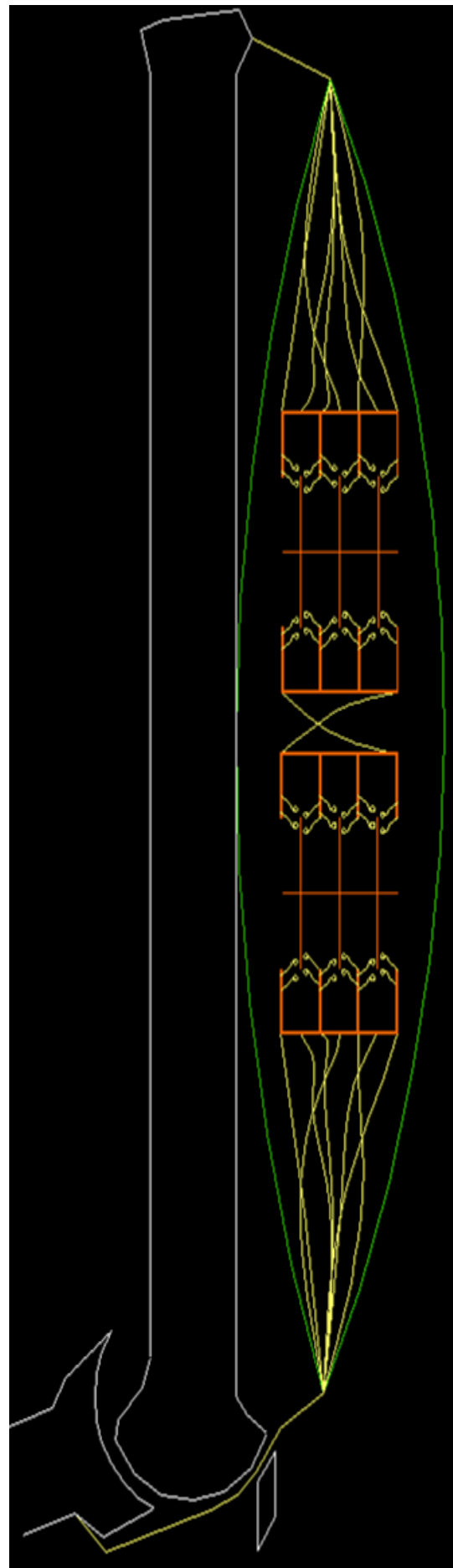
3.3. Estudos sobre o CAE Longo

O ciclo alongamento-encurtamento do tipo longo, embora se trate de um CAE apresenta características distintas do ciclo alongamento-encurtamento rápido que habitualmente é estudado e do qual acabamos de falar.

Neste sentido Bobbert e seus colaboradores (1996) vieram clarificar algumas “meias-verdades”, investigando exaustivamente o CAE do tipo longo -CMJ. A literatura sugere que a energia elástica armazenada durante a fase excêntrica, e posteriormente libertada na fase concêntrica ajude ao aumento do trabalho produzido durante o Countermovement Jump em relação ao SJ. (Asmussen & Bonde-Peterson, 1974; Komi & Bosco 1978)

Como amplamente referimos enquanto no CAE curto existe apenas uma muito ligeira flexão das principais articulações, nomeadamente da bacia e do joelho, no CMJ assistimos a toda uma acentuada flexão das mesmas articulações.

No estudo de Bobbert e colaboradores (1986) a altura do centro de gravidade (CG) no início da fase ascendente (maior flexão das pernas) é no CMJ 37 cm abaixo da altura a que se situa quando o corpo está na posição vertical estática. Enquanto no DJ o CG apenas desce 13 cm. Estas angulações reflectem maiores alongamentos dos músculos, que levam a menores interdigitações entre actina e miosina através de menores números de pontes cruzadas estabelecidas. (Figura12)



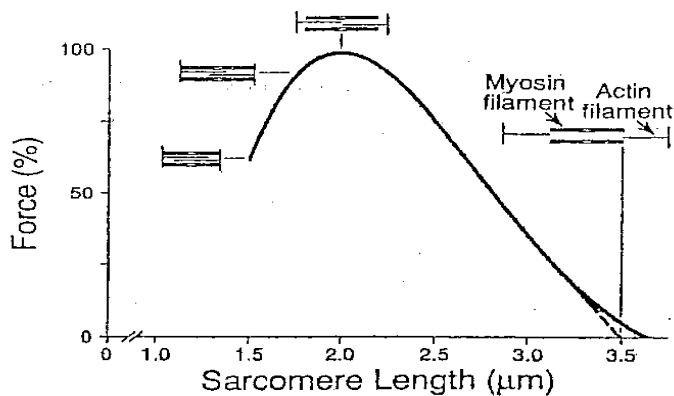


Figura 12 - Relação entre força contráctil, comprimento do sarcômero e interdigitação dos filamentos. (Edman, 1992)

Sendo assim, não será minimamente de esperar que seja ao nível das pontes cruzadas e energia elástica em série, que se procura oposição ao alongamento que está a acontecer.

Alguns autores (Andrade, 1999; Pinto 2000; Asmussen & Bonde-Peterson, 1974) referem-se aos CEP, como sendo os "municidores" da energia elástica de longa duração, baseando-se na relação tensão comprimento do

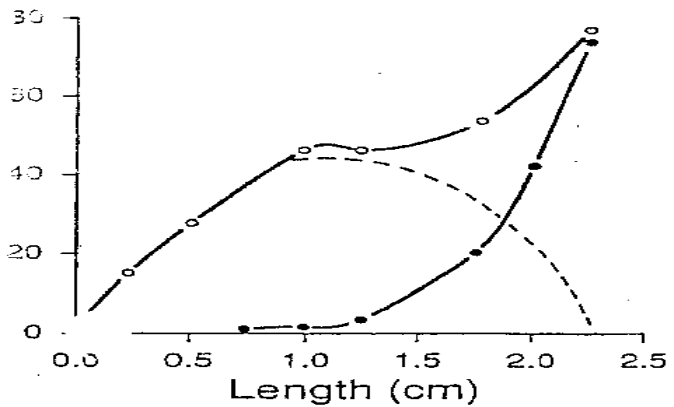


Figura 13 - Relação tensão-comprimento muscular. (Ralston e col., 1947)

músculo. (Figura 13). No entanto, Andersson & Pandy (1993) e mais tarde Kurokawa e colaboradores (2003) vieram demonstrar que a energia elástica disponibilizada pelas várias componentes elásticas (CES e CEP) eram idênticas para o CMJ e SJ. Ou seja tal como podemos vislumbrar no Diagrama F não existem condicionantes temporais para reutilizar a energia armazenada nos CEP.

Segundo Bobbert e col. (1996) a energia armazenada nos CES durante um CMJ não é determinada pelo trabalho negativo, mas sim pela força no início do encurtamento, visto que durante o alongamento há um deslizamento efectivo dos miofilamentos impossibilitando o armazenamento de energia nos CES.

Assim sendo, temos que a diferença de energia entre o CMJ e SJ era de apenas 13J. (Bobbert e col. 1996)

Isto significa que a maior parte do trabalho negativo no CMJ, em média 274J, se converteu em calor. O autor refere assim que a diferença na energia elástica não explica, ainda que parcialmente, a diferença no trabalho produzido.

Estes resultados vieram confirmar as conclusões já obtidas em 1993 por Anderson & Pandy e Zajac (1993). Já em 1982, Bosco e col. (a/c/d) examinaram as diferenças na eficiência mecânica entre o salto de ressalto e o salto de amortecimento (rebound and non-rebound), tendo os resultados mostrado uma eficiência largamente superior para os saltos de ressalto.

Estes estudos demonstram assim que a do CAE do tipo longo não se baseia na armazenamento e reutilização de energia elástica, nem utiliza os reflexos proprioceptivos de maneira tão eficaz, perdendo assim a eficiência que caracteriza o CAE do tipo curto.

Comparando o CMJ com o DJ, verifica-se que o CMJ goza de um grande período de aceleração, ou seja, os sarcómeros e os respectivos músculos podem desenvolver toda uma contracção desde uma situação de estiramento/alongamento quase total, até à máxima contracção (conforme a fig. 12 e diag.F).

Assim, a força desenvolvida no CMJ faz-se essencialmente à custa daquilo a que podemos chamar de trabalho da "maquinaria contráctil", ou seja, dos componentes contrácteis do músculo (CC) e da sua capacidade de produzir força explosiva.

Assim, relativamente ao tipo de forças solicitadas, existem também consideráveis diferenças entre CMJ e DJ.

Enquanto no DJ a força depende quase exclusivamente da força reactiva e do que ela tem de mais característico e identificador, no CMJ a força reactiva está muito diluída, tendo outras formas de manifestações de força um papel preponderante (de entre as quais destacamos a força máxima e a força explosiva). Isto é, o CMJ baseia-se tal como o SJ na produção de força contráctil mas com a ajuda de um pequeno "clic" (impulso reactivo) que vai ser o rastilho de uma potente e coordenada contracção concêntrica.

Bobbert (1996), explica que os momentos de força nas principais angulações são bastante superiores no CMJ, quando comparado com o SJ (mesmo percurso de aceleração, mas sem contramovimento). Os resultados deste autor estão apresentados na figura 14.

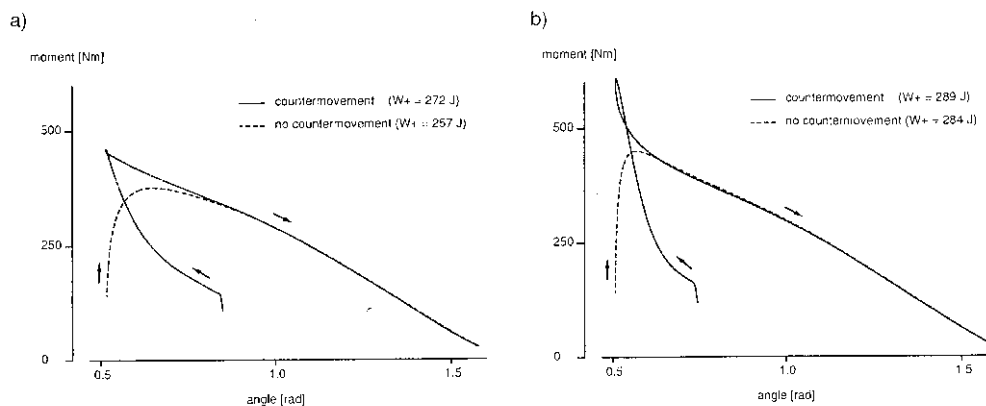


Figura14 - Curvas de momento-ângulo justapondo um CMJ(-) a um SJ(··).(Bobbert, 1996)

Assim, no SJ, devido às limitações de tempo para que se possa produzir a máxima expressão de força, vive-se eminentemente aquilo a que denominamos de força explosiva, ou seja, o máximo de força atingida dentro do escasso tempo disponível (no caso 240 ms).

Esta é sem dúvida uma vantagem do CMJ, relativamente ao SJ, visto que o contramovimento permite que no início da acção concêntrica, os músculos estejam num estado activo elevado relativamente ao SJ, que parte do relaxamento. Assim, o contramovimento permite ao músculo atingir um “pico de potência” bastante mais elevado. (Bobbert, 1996)

Segundo Gonzalez-Badillo & Marques (2009) este “pico de potência” gerado é o principal indicador do desempenho alcançado no CMJ.

Estes estudos evidenciam que o CAE longo não apresenta vantagens ao nível da eficiência muscular, mas sim na eficácia do seu desempenho.

O DJ por seu lado tem um tempo de contacto muito inferior. Claro que este aspecto vai de encontro às necessidades funcionais de cada movimento. Por isso se denominam CAE longo e CAE curto, com vantagens respectivas.

No caso do DJ, que tem um curto tempo de acoplamento permite que o músculo tenha um comportamento elástico (mecanismos fisiológicos anteriormente abordados) capaz de usufruir da energia cinética de que vem animado para se "projectar" em sentido contrário.

No caso do CMJ (ausência de energia cinética), mais tempo permite maior ou total desenvolvimento da máxima expressão de força, com um maior percurso para uma óptima aceleração. Contando com o impulso reactivo como “motor de arranque”, os componentes contracteis dos músculos terão condições para desenvolver o seu trabalho com maior eficácia.

É ainda interessante verificar através da actividade nervosa registada no EMG que a fase concêntrica no caso do CMJ, é de grande actividade até ao final desta fase, o que revela a acção nervosa a actuar sobre a "maquinaria" contráctil. Pelo contrário, no DJ ela é interrompida antes do final da fase concêntrica, donde se poderá depreender que neste comportamento o grande responsável pelo "catapultar" do corpo é fundamentalmente a energia elástica. (Ettema, 2001)

O CMJ baseia então a sua performance num longo período de aceleração, onde a potência da contracção tem um papel fulcral durante todo o percurso.

Segundo Bobbert e colaboradores (1996) durante o contra-movimento (contracção excêntrica) o músculo tem tempo para construir um elevado estado activo de força, que inclusive pode ser municiado pelos reflexos proprioceptivos (reflexo de alongamento), devido ao elevado estiramento muscular, sendo que no início da contracção concêntrica, os momentos de força nas principais articulações são significativamente maiores durante a execução de um countermovement jump (CMJ), visto que no squat (SJ) a acção concêntrica começa quando o estímulo muscular supera os valores de manutenção da posição de partida (peso do corpo).

Os autores defendem assim que a energia elástica não tem um papel preponderante durante a execução deste tipo de movimento. Pese embora alguma energia possa ser utilizada (dependendo do indivíduo e dos CMTs em questão), esta apenas poderá reduzir a quantidade de energia produzida pelos elementos contracteis, aumentando assim a eficiência do trabalho positivo, mas não a eficiência total. (Bobbert 1996; Ingen Schenau e col., 1997; Ingen Schenau 1998)

Para reforçar a ideia de que o CAE tem um papel importante no início da fase propulsiva de um CMJ e refutar a sugestão de Bobbert e Van Ingen Schenau que o CMJ apenas baseia a sua performance no elevado estado activo do músculo aquando do início da contracção concêntrica (fase propulsiva/ascendente) Fini e colaboradores (2007) compararam o CMJ com um SJ, partindo de uma condição que permitia a

construção de força isométrica máxima antes da fase propulsiva. Assim os resultados evidenciaram claramente melhores resultados para a execução de CMJ do que SJ partindo de contracção isométrica máxima. Os mesmos resultados tinham sido observados em 1998 por Walshe e colaboradores. Torna-se claro que a força reactiva é essencial para o melhor aproveitamento do percurso de aceleração concêntrico de um salto vertical.

Vários autores verificaram também os resultados positivos do treino deste tipo de CAE. (Pinto, 2000; Carvalho & Carvalho, 2001; Marques e col. 2008)

3.4. O Stiffness Muscular e a Força Reactiva

Parecem ser as características musculares de cada indivíduo que ditam a sua performance. No entanto, a associação entre as propriedades mecânicas e viscoelásticas dos complexos miotendinosos e a produção de força também parece não estar bem compreendida e ainda pouco investigada. Sobretudo no que se refere à força rápida e reactiva, a falta de consenso deve-se essencialmente à questão da utilização indiscriminada de diferentes tipos de CAE levantada anteriormente.

A rigidez muscular (stiffness) aparece positivamente associada à produção de força concêntrica e isométrica (Wilson e col., 1994). No mesmo sentido, os investigadores relacionaram também a taxa de produção de força (potência) com o índice de rigidez muscular (Bjosen- Moller e col., 2005). Por outro lado, a razão entre esta característica muscular e a força excêntrica não foi ainda devidamente estudada, havendo apenas a ideia de que poderá estar inversamente relacionada. (Wilson e col., 1994) A explicação proposta é simples. A rigidez dos complexos miotendinosos aumenta a capacidade de transmitir a força contráctil com eficácia. Assim, numa estrutura miotendinosa complacente, é necessária uma maior contracção para que a tensão se desenvolva, existindo por isso um maior atraso mecânico na transmissão da força produzida. Seguindo o mesmo raciocínio, uma estrutura complacente permitirá maior absorção de energia aquando de uma contracção excêntrica, e com isso permitir maiores performances na realização de contracções em alongamento. Sendo assim, também parece consensual que a capacidade para armazenar e utilizar energia potencial elástica está associada à complacência dos complexos miotendinosos envolvidos no movimento. (Ettema, 2001)

Segundo Walshe e Wilson (1997) o índice de “stiffness” também parece influenciar a activação dos OTG durante o estiramento (um CMT mais flexível, sofre menor tensão aquando do estiramento, resultando num menor reflexo inibitório). Assim, vários estudos acordam no facto de que a eficácia e eficiência das contracções em CAE estão associadas à complacência dos CMTs envolvidos. (Wilson e col., 1991; Ettema, 2001) Esta característica muscular torna-se por isso um elemento fulcral, sendo utilizada como variável independente em alguns estudos que pretendem clarificar esta problemática.

O desenvolvimento de um medidor “in vivo” da rigidez musculotendinosa permitiu aos investigadores estimar a complacência dos CMTs em determinadas posições de corrida ou salto, permitindo ainda relacioná-los com a performance de contracções concêntricas, isométricas, excêntricas ou em regime de CAE (Walshe e col 1996).

Walshe & Wilson (1997) confirmaram que os indivíduos mais complacentes obtinham melhores performances na execução de DJs, especialmente nas mais elevadas alturas de queda (menor activação dos OTGs). Ou seja, uma relação inversa entre rigidez muscular (stiffness) e o desempenho muscular em CAE curto. No entanto, os estudos que abordam o CMJ (CAE longo) apresentam resultados diferentes.

Segundo estes (Kubo e col., 1999; Bojsen Moller e col. 2005) a rigidez musculotendinosa influencia positivamente a performance de um Countermovement Jump, revelando que a taxa de produção de força tem um papel mais importante que a retenção e reutilização de energia potencial elástica nos CMTs. Estes estudos relacionam a rigidez muscular com a performance do salto com e sem contramovimento (CMJ e SJ respectivamente). Embora ambos se relacionem positivamente com a rigidez, o SJ apresenta uma relação mais significativa, visto que baseia a sua performance exclusivamente na taxa de produção de força. Kubo e colaboradores (1999) explicam que embora haja uma associação, não existe uma razão clara entre o índice de “stiffness” e a performance de um CMJ, levando a crer que este é influenciado maioritariamente pela capacidade contractil mas não exclusivamente como acontece no SJ. Para melhorar a compreensão deste fenómeno, Kubo e colaboradores (1999) relacionaram a diferença de performance entre o SJ e o CMJ com o índice de rigidez. Este autor encontrou assim uma relação inversa, isto é, quanto maior a rigidez muscular menor a vantagem da execução de um CMJ (CAE longo) face ao SJ (força explosiva simples). Estes resultados confirmam a ideia de pequena, mas relevante utilização de energia elástica armazenada nos CMTs durante a execução de um CMJ.

Por seu lado, Bojsen-Moller e colaboradores (2005), embora sem se debruçar sobre eles, apresentam dados também interessantes quando relacionam o stiffness com a diferença entre o SJ e o CMJ. Estes autores verificaram que a maior diferença entre as duas performances (maior vantagem do CAE) se encontra em valores médios de rigidez

muscular a rondar os $180 \text{ N}\cdot\text{mm}^{-1}\cdot\text{Kg}^{-0.33}$. Estes dados sugerem que haverá um “ponto óptimo” de rigidez muscular que beneficia a performance do CAE longo.

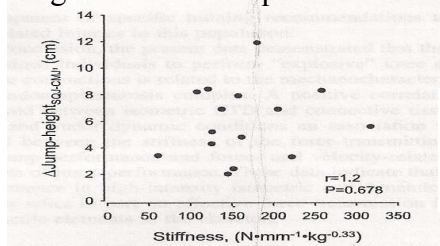


Figura 15 - Relação entre a diferença de desempenho do CMJ face ao SJ e o stiffness muscular. (Boisen-Moller e col. 2005)

Já em 2001, Ettema concluiu que a eficiência muscular dependia da rigidez mas em função do tipo de movimento utilizado. Isto é, os seus resultados indicam que os CES complacentes apresentam maior eficiência muscular durante contracções em CAE. No entanto, os CES rígidos apresentam maior eficiência durante contracções musculares puramente concêntricas. O índice de stiffness é por isso a principal explicação para a grande disparidade de valores encontrados nesta área de estudo, visto que esta característica apresenta uma enorme variabilidade não apenas a nível inter-individual, mas também a nível inter-complexo mio-tendinoso. (Ettema, 2001) Esta propriedade muscular leva a que cada indivíduo tenha características próprias de contracção muscular, impedindo assim o estabelecimento de normas ou valores padrão, pois o que acontece num indivíduo ou num CMT pode ter consequências inversas noutro indivíduo ou CMT.

Wilson e colaboradores (1991) vão mais longe ao identificar como característica muscular a frequência natural de oscilação de força (figura 15).

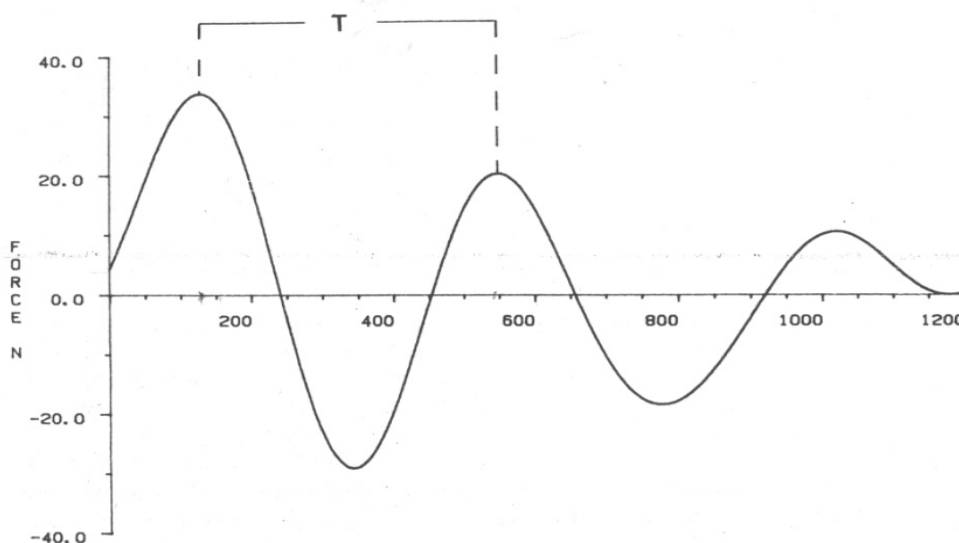


Figura 16 – Oscilação de força amortecida, T é o período entre picos de força (Wilson et al., 1991)

Estes investigadores referem que durante o CAE, será mais vantajoso um CMT complacente, condicionado no entanto pela equivalência entre os parâmetros de activação do movimento e a "frequência natural" de cada um.

Assim, a capacidade de produzir força ou de armazenar e reutilizar energia elástica, diverge bastante, consoante a fisionomia dos diferentes CMTs do indivíduo. Vários autores associam ainda esta característica muscular ao tipo de fibras existentes. Wells (1965) foi quem primeiro demonstrou que os chamados CES de um músculo predominantemente constituído por fibras lentas era mais rígido que um músculo com grande percentagem de fibras rápidas. Mais tarde, vários autores obtiveram resultados idênticos (Petit et al. 1990; Kawai & Schachal,1984). No entanto, os resultados apresentam algumas discrepâncias que podem ser explicadas pelas diferenças inter-CMT. No mesmo sentido, demonstrou-se que quando uma técnica de treino aumenta a percentagem de fibras rápidas, a rigidez muscular diminui (Almeida-Silveira et al.1994; Pusson et al.1991). O mecanismo inverso (aumento das fibras lentas, aumento da rigidez dos CES) também foi observado por Goubel & Marin (1987). Assim, Bosco et al (1982a,b) demonstraram que os sujeitos que tinham mais fibras rápidas no seu vastus lateral beneficiavam com uma fase excêntrica (stretching phase) de pequena amplitude (pequenos deslocamentos angulares). Por seu lado, Igen Schenau e col. (1997) argumentam que os sujeitos com alta percentagem de fibras lentas são mais beneficiados por maiores deslocamentos angulares, ou seja por um countermovement (CMJ).

4. Considerações Finais

Em jeito de conclusão, consideramos que os desenvolvimentos pouco expressivos desta área de investigação nos últimos anos, bem como a falta de consensos, podem ser facilmente resolvidos tomando em linha de conta, tanto a discriminação de CAEs como as características visco-elásticas do músculo e sua variabilidade.

Esperamos ter conseguido clarificar os conceitos e mecanismos associados ao Ciclo de Alongamento Encurtamento, bem como explicar as diferenças entre os tipos de CAE conhecidos, focando que os trabalhos supostamente contraditórios da área apenas confirmam estas grandes diferenças mecânicas e fisiológicas.

No entanto, torna-se necessária maior divulgação das questões abordadas para que as investigações tenham ligação e permitam gerar consensos. Isto porque pensamos impôr-se uma nova abordagem, assim como investigações mais profícuas nesta área, que ainda representa um horizonte de investigação muito amplo.

A relação entre a rigidez muscular e a performance em diferentes acções musculares (nomeadamente CAEs) tem ainda grande margem de investigação, sendo pouco significativos os estudos que procuram explorar esta temática.

Neste sentido, este trabalho poderá ser completado com as seguintes sugestões:

1. Realizar um estudo com uma amostra significativa, relacionando o stiffness de diferentes grupos musculares (ex: quadríceps e tríceps sural) com a performance em diferentes regimes de força:

Concêntrica: Máxima; Taxa de produção de força

Isométrica

Excêntrica: Máxima; Taxa de produção de força

CAE: Curto (DJ); Longo (CMJ)

2. Utilizar a mesma metodologia como pré e pós teste, aplicando na amostra um, ou mais planos de treino que visem o aumento ou diminuição da rigidez muscular, tipo:

Aumentar: **Treino de força:** Hipertrofia, Força máxima, Força explosiva

Treino de CAE longo

Diminuir: **Treino de flexibilidade**

Treino de força excêntrica

5. Bibliografia

1. Allerheiligen, W. (1994). Speed development and Plyometrics training In *Essentials of Strength Training and Conditioning*, NSCA, Baechle (eds.) Human Kinetics Publishers. Champaign, Illinois.
2. Almeida- Silveira, M.; Pérot, C.; Pousson, M.; Goubel, F. (1994). Effects of stretch-shortening cycle training on mechanical properties and fibre type transition in the rat soleus muscle. *Pflügers Archiv*, 427:289-294.
3. Anderson, F. & Pandy, M. (1993). Storage and utilization of elastic strain energy during jumping. *Journal of Biomechanics*, 26: 1413-1427, 1993.
4. 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.
5. Asmussen, E. & Bonde-Peterson, F. (1974). Storage of elastic energy in skeletal muscle in man. *Acta Physiologica Scandinava*. 91: 385-392
6. 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.
7. Biewerer, A. & Roberts, T. (2000). Muscle and tendon contributions to force, work, and elastic energy savings: a comparative perspective. *Exercise Sport Science Reviews* 28: 99-107.
8. Bobbert, M; Mackay, M.; Schinkelshoek, D; Huijing, P; Ingen Schenau, G (1986) Biomechanical analysis of drop and countermovement jumps. *European Journal of Applied Physiology*. 54: 566-573.
9. Bobbert, M.F.; Huijing, P; Ingen Schenau, G. (1987). Drop Jumping I. The influence of jumping technique on the biomechanics of jumping. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, Vol 19 N°4, 332-338.
10. Bobbert, M. Gerritsen, K; Litjens, M.; Van Soest, A. (1996). Why is countermovement jump height greater than squat jump height? *Medicine and Science in Sports and Exercise*, Vol.28, N°11: 1402-1412.
11. Böhm H, Cole GK, Brüggemann GP, Ruder H. (2006). *Contribution of muscle series elasticity to maximum performance in drop jumping*. *J Appl Biomech*. Feb;22(1):3-13.

- 12.** Bojsen-Møller J, Magnusson SP, Rasmussen LR, Kjaer M, Aagaard P (2005). Muscle performance during maximal isometric and dynamic contractions is influenced by the stiffness of the tendinous structures. *J Appl Physiol*. Sep;99(3):986-94. Epub 2005 Apr 28.
- 13.** 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.*
- 14.** 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.
- 15.** Bosco, C.& Komi, P. (1979a). Prestretch potentiation of the human skeletal muscle during ballistic movement. *Acta Physiologica Scandinava*. 106: 467-472.
- 16.** Bosco, C.& Komi, P. (1979b). *Potentiation of the mechanical behaviour of the human skeletal muscle through prestretching*. *Acta Physiologica Scandinava*. 106: 567-572.
- 17.** Bosco, C.& Komi, P. (1982). Muscle elasticity in athletes In *Exercise and Sport Biology*, Komi, P. (eds), Champaign, Illinois. Human Kinetics pp. 109-117.
- 18.** Bosco, C.; Luhtanen, P.; Komi, P. (1976). Kinetics of the take-off in long jump. In *Biomechanics VB*, Komi, P. (eds.), Baltimore, MD: University Park Press. 174-180. *
- 19.** Bosco, C.; Komi, P.; Ito, A. (1981) Prestretch potentiation of human skeletal muscle during ballistic movement. *Acta Physiologica Scandinava*. 11: 135-140.
- 20.** Bosco, C.; Ito, A.; Komi, P.; 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.
- 21.** Bosco, C.; Komi, P.; 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.
- 22.** Bosco, C.; Viitasalo, J.; Komi, P.; Luhtanen, P. (1982c). Combined effect of elastic energy and myoelectrical potentiation during stretch-shortening cycle exercise. *Acta Physiologica Scandinava* 114: 557-565.
- 23.** Bosco, C; Tarkka, I.; Komi, P. (1982d). Effects of elastic energy and myoelectrical potentiation of triceps surae during stretch-shortening cycle exercise. *International Journal of Sports Medicine* 2:137-140.

24. 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, N°7 1º semestre, Publismai.
25. Cavagna, G.; Saibene, F.; Margaria, R. (1965). Effects of negative work on the amount of positive work performed by an isolated muscle. *Journal of Physiologie*, 239: 1-14.
26. Cavagna, G; Dusman, B.; Margaria, R. (1968). Positive work done by a previously stretched muscle. *Journal Applied Physiology* 24(1): 21-32.
27. Cavagna, G. (1970). Elastic bounce of the body. *Journal of Applied Physiology*. 29(3):279-282.
28. 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. *
29. Cole, G.; Bogert, A.; Herzog, W. & Gerritsen K. (1996). Modeling of force production in skeletal muscle undergoing stretch. *Journal of Biomechanics* 28(8): 1091 - 1104
30. Chu, D. (1984). Plyometric exercise. In *Strength training and conditioning for basketball. A coaches guide*. Selected articles reprints from the NSCA Journal (1988), pp. 92-96. NSCA Journal, Lincoln.
31. Chu, D. (1992). *Jumping into plyometrics*. Leisure Press, Champaign, Illinois.
32. Chu, D. & Plummer, L. (1984). Jumping into plyometrics: The language of plyometrics *NSCA Journal* 6 (5): 30-31.
33. Clark, H. (1973). *Physical and motor tests in the Medford Boys Growth Study*. Englewood Cliffs. N.J. Prentice-Hall.
34. Desmedt, J. & Godaux, E. (1977). Ballistic contractions in man: characteristic recruitment pattern of single motor units of the tibialis anterior muscle. *Journal of Physiology*. N°, 264, pp. 673-693.
35. Dintiman, D. & Ward, R. (1988). *Sportspeed*. Leisure Press. Champaign, Illinois.
36. Enoka, R. (1988). *Neuromechanical basis of kinesiology*. Human Kinectics Books. Champaign, Illinois.
37. Edman, K. (1992). Contractile performance of skeletal muscle fibres. In *Strength an Power in Sport*. Komi, P (ed.) p. 103.
38. Ettema, G. (2001) *Muscle efficiency: the controversial role of elasticity and mechanical energy conversion in stretch-shortening cycles*. *European Journal Applied Physiology* 85: 457-465.
39. Fini, T.; Ikegawa, S.; Lepola, V.; & Komi, P.V. (2007) In vivo behaviour of vastus lateralis muscle during dynamic performances. *European Journal of Sports Science* 1:1-3.

40. Flitney, F & Hirst, D. (1978) *Cross-bridges detachment and sarcomere movements during length changes applied to contracting frog muscles*. *Journal of Physiology* 276: 449-465.
41. 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.
42. Fukashiro S, Hay DC, Nagano A.(2006) *Biomechanical behavior of muscle-tendon complex during dynamic human movements*, *Journal of Applied Biomechanics*, May;22(2):131-47.
43. Fukunaga, T.; Kawakami, Y.; Kubo, K.; & Kanehisa, H. (2002) Muscle and tendon interaction during human movements. *Exercise Sports Science Review* 30: 106-110.
44. Gambetta, V. (1978). Entrenamiento pliometrico. *USTCA Quarterly Review*, 2, 58-59.
45. Gambetta, V. (1987). Principles of plyometric training. *Track technique* 97: 3099-3104.
46. Gollhofer, A. (1993). *Belastungsvariation und motorische koordination*. Habilschrift. Universitaet Freiburg.
47. Gollhofer, A.& Kyrolainen, H. (1991). Neuromuscular control of the human leg extensor muscles in jump exercises under various stretch load conditions In *International Journal of sports Medicine*, 12, pp. 34-40.
48. Gollhofer, A.; Komi, P.;Voight, M.;Nicol, C. (1995). Mechanical contribution of isolated stretch evoked EMG responses. In K. Hakkinen; K. Keskim; P. Komi; A. Mero (eds). *Book of abstracts from the Vth International Congress of Biomechanics*, University of Jyvaskyla, Finland (pp. 330-331).
49. González-Badillo, JJ & Marques, MC (2009) Relationship between kinematic factors and Countermovement Jump. Height in trained track and field athletes. *Journal of strength and Conditioning Research* 24(0): 1-5
50. Goubel, F.& Marini, J. (1987). Fibre type transition and stiffness modification of soleus muscle of trained rats. *Pflugers Archiv*, 410: 321-325.
51. Grimby, C.& Hannez, J. (1977). *Firing Rate and recruitment order of toe extensors motor units in different modes of voluntary contraction*. *Journal of Physiology* 264:865-879.
52. Hakkinen K.& Komi, P. (1983). Electromyographic changes during stretch training and detraining. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 15: 455-460.
53. Henson, P. (1994). Plyometric Training. Track and Field. *Quarterly review*. Vol. 94, nº 4, pp. 53-55.
54. Herzog, W. (1997). What is the series elastic component in skeletal muscle? *Journal of Applied Biomechanics*. 13: 443-448.

55. Hill, A. (1950). *The series elastic component of muscle*. Proc. Roy. Soc. B-137: 237-280. *
56. Huxley, A. & Simmons, R. (1971). Proposed mechanism of force generation in striated muscle. *Nature*, 233, 533 -538.
57. 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.
58. 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.
59. Ishikawa, M.; Komi, P.V.; Grey, MJ.; Lepola, V. & Bruggmann, GP. (2005) Muscle-tendon interaction and elastic energy usage in human walking. *Journal of Applied Physiology* 99: 603-608.
60. Jarver, J. (2000) Specificity of Strength development for improving the takeoff in jumping events. *The Jumps: Contemporary theory, techniques & training*. Tafnews Press.
61. Jones, L. (2001). Sentidos Somáticos 3: Propriocepção in Helen Cohen (ed.) *Neurociência para Fisioterapeutas*, 2ª Edição. Editora Manole Ltda.
62. 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.
63. Kawai, M. & Schachat, F. (1984). Differences in the transient response of fast and slow skeletal muscle fibers. *Biophysical Journal*, 45: 1145-1151.
64. Klinzing, J.E. (1987). Fast Faster Fastest. Sprint training technique for all athletes. *Championship Books*, Ames, Iowa.
65. Klissouras, V. & Karpovich, P. (1967). Electrogoniometric study of jumping events. *Research Quarterly*. 38(1): 41-48.
66. Komi, P. (1984). Physiological and biomechanical correlates of muscle function: effects of muscle structure and stretch-shortening cycle on force and speed. *Exercise Sport Science Review*. 12: pp. 81-121.
67. Komi, P. (1992). Strength and power in Sport. Vol.III of the *Encyclopedia of sports and medicine*. IOC Medical Comission Publication. Blackwele Science. Ltd. Oxford.
68. Komi, P. (1997). Stretch-shortening cycle. In *Strenght and Power in Sports*. Komi, P. (eds.)Blackwell Scientific Publ., Oxford. Pp. 169-179.
69. Komi, P.& 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.

70. Komi, P. & 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. *Medicine. Sports Science.*, Basel, Karger, 1996. Vol. 41, pp. 44-56.
71. Komi, P. & Gollhofer, A. (1997). Stretch reflexes can have an important role in force enhancement during SSC exercise. *Journal of Applied Biomechanics*, 13, pp451-459.
72. Kubo K.; Kawakami, Y.; e Fukunaga, T. (1999). Influence of elastic proprieties of tendon structures on jump performance in humans. *Journal of Applied Physiology*. 87 (6): 2090 - 2107
73. Kubo, K.; Kanehisa, H.; Takeshita, D.; Kawakami, Y.; Fukashiro, S. & Fukunaga, T. (2000) In vivo dynamics of human medial gastrocnemius muscle-tendon complex during stretch-shortening cycle exercise. *Acta Physiology Scandinavian* 170: 127-135.
74. Kurokawa S, Fukunaga T, Nagano A, Fukashiro S. (2003) Interaction between fascicles and tendinous structures during counter movement jumping investigated in vivo. *Journal of Applied Physiology* Dec;95(6):2306-14. Epub 2003
75. Lundin , P. (1987). Helping the preps: Plyometric training loads for yoths and beginners. *Track Technique* 101: 3211 – 3218.
76. Marques, MC; Tillaar, R; Vescovi, JD; González-Badillo, JJ. (2008) Changes in strength and power performance in Elite Senior Female Professional Volleyball Players during the in-season. A case study. *Journal of Strength and Conditioning Research* 22: 1147-1155.
77. Maruyama, K.; Murakami, F.; Ohashi, K. (1977). Connecting an elastic protein of muscle. Comparative biochemistry In *Journal of Biochemistry*, 82, 339-345.
78. 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.
79. Morgan, D.; 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.
80. Moura, N.; Amandio, A. C.; Sá, M.; Serrão, C. (1998). Treino pliométrico. *Horizonte*. Vol. XIV, nº 84, pp. 1-8.
81. Norman, R. & Komi, P. (1979). Electromyographic delay in skeletal muscle under normal movement conditions. *Acta Physiologica Scandinavica*. Vol. 106, pp. 241.
82. Petit, J.; Filippi, G.; Denand, F.; Hunt, C. ; Laporte, Y. (1990). Changes in muscle stiffness produced by moyor units of different tipes in peroneus longus muscle of the cat. *Journal of Neurophysiology*, 63:190-197.

- 83.** Pinto, V. (2000). *Estudo comparativo de dois programas de treino pliométrico (CAE longo vs CAE curto) em equipas Juniores Femininas de Voleibol*. Tese de Monografia, Instituto Superior da Maia.
- 84.** Pousson, M.; Hoecke, J.; Goubel, F. (1991). Stiffness changes and fibre type transitions in rat soleus muscle produced by jumping training. *Pflugers Archiv*, 419: 127-130.*
- 85.** Rack, P.& Westbury, D. (1974). The short range stiffness of active mammalian muscle and its effect on mechanical properties In *Journal of Physiology* 240, 331-350.
- 86.** Radcliffe, J.& Farentinos, R. (1985) *Plyometrics explosive power training*. Human Kinetics Publ. Champaign, Illinois.
- 87.** Ralston, H.; Inman, V.; Strait, L.; Shaffrath, M. (1947), Mechanics of human isolated voluntary muscle. *American Journal of Physiology*, 151 p 615*
- 88.** Rapp, W. & Gollhofer, A. (1994). Diferent levels of preinnervation for motor programming in reactive drop jump conditions. In *Second World Congress of Biomechanics, Abstracts Volume II*, July 10-15, Amsterdam, The Netherlands.
- 89.** Sale, D. (1991). Neural adaptation to strength training. In Komi, P. (eds), *Strenght and power in Sport*. 249-265.
- 90.** Sardinha, L. (1990) A coordenação visuo-motora na sincronização de acções rápidas. Aplicação ao estudo do remate do voleibol. Tese de Doutoramento, Universidade Técnica de Lisboa
- 91.** Schmidbleicher, D. (1985) Strenght training. Part 1 and 2. *Sports-Science Periodical on Research and Technology in Sport. Strenght W4*.
- 92.** Schmidbleicher, D.(1996). *O treino da força e da potência em atletas de alto rendimento*. Curso Satélite do ISBS'96, Faculdade de Motricidade Humana.
- 93.** Schmidbleicher, D. (1999). *Stretch-Shortening-Cycle of the Neuromuscular System – from Research to the Praticice of Training*.
- 94.** Schmidbleicher, D. (2003). Stretch-Shortening-Cycle of the Neuromuscular System – from Research to the Praticice of Training. *Congresso de Força e Potência Muscular*, Documentos de Apoio. ISMAI.
- 95.** Schmidbleicher, D. & Buhle, M. (1987). Neural adaptation and increase of cross-sectional area studying doferent strength training methods. In: B. Jonsson (ed) *Biomechanics X B. Human Kinectics*, Champaign, pp 615-620.
- 96.** Schmidbleicher D.; Gollhoffer A. (1982) Neuromuskulaere Untersuchungan zur Bestimmung individueller Belastungsgroessen fur ein Tiefsprungtraining. In *Leistungssport*, 12, S. 298-307.*

97. Schmidtbleicher, D.; Gollhoffer, A.; Frick, U. (1988) Effects of a stretch-shortening typed training on the performance capability and innervation characteristics of leg extensor muscles. In: G. Groot; Hollander, P. Huijting; G. Ingen Schenau (eds) *Biomechanics XI A* pp 185-189.
98. Verkhoshanski, Y. (1968). Perspectives in the improvement of speed-strength preparation of jumpers. *Yessis Rev. Soviet Phys. Educ. Sport*, 4, 2, 28-34.
99. Wang, K.; McCluree, J.; Tu, A. (1979). Titin: major myofibrillar components of striated muscle. In *Proceedings of the National Academy of Science USA*, 76, 3698-3702.
100. Walshe, A.; Wilson, G. (1997) The influence of musculotendinous stiffness on Drop Jump Performance. *Canadian Journal Applied Physiology* 22(2): 117-132. Canadian Society for Exercise Physiology.
101. Walshe, A.; Wilson, G. Murphy, A. (1996) The validity and reliability of a test of lower body musculotendinous stiffness. *European Journal of Applied Physiology*, 73: 332-339.
102. Walshe, A.; Wilson, G.; Ettema, G. (1998) Stretch-shorten cycle compared With isometric preload: contributions to enhanced muscular performance. *Journal of Applied Physiology* 84(1): 97-106.
103. Wells, J. (1965). Comparison of mechanical properties between slow and fast mammalian muscle. *Journal of Physiology*, 178: 252-269.
104. Wilson, G.; Wood, G.; Elliot, B. (1991) Optimal stiffness of series elastic component in a stretch-shortening cycle activity. *Journal of Applied Physiology* 70(2): 825-833.
105. Wilson, G.; Elliot, C.; Wood, G. (1992) Stretch shorten cycle performance enhancement through flexibility training. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 24: 116-123.
106. Wilson, G.; Murphy, A.; Pryor, J. (1994). Musculotendinous stiffness: its relationship to eccentric, isometric, and concentric performance. *Journal of Applied Physiology*, 76(6): 2714-2719.
107. Wilt, F.; Ecker, T. (1970). *International Track and Field Coaching Encyclopedia*. Parker Publ., West Nyack, New York.
108. Yessis, M. (1982). Preparación Soviética para el fútbol americano. *Nacional Strength Coaches Association Journal*, 4 (1), 4-7.
109. Zajac, F. (1993) Muscle coordination of movement: a prespective. *Journal of Biomechanics*, 26: 109-124.
110. Zatsiorsky, V.M. (1995). *Science and practice of strength training*. Champaign, IL: Human Kinetics.

111. Zatsiorsky, V.M. (1997) The review is nice. I disagree with it. *Journal Applied Biomechanics* 13: 479-483.