

FEDERAÇÃO NACIONAL DE KARATÉ - PORTUGAL
SECTOR TÉCNICO - DEPARTAMENTO DE FORMAÇÃO
CENTRO DE FORMAÇÃO DE TREINADORES

BIOMECÂNICA

Abel A. Figueiredo
Julho de 2005

Introdução

Neste documento de apoio aos treinadores de Karaté, no âmbito da temática do Treino Técnico, vamos procurar introduzir elementos de biomecânica que levem o treinador a compreender alguns princípios que regem as técnicas desportivas em geral e do Karaté em particular.

Fundamentalmente teremos duas grandes partes: numa primeira, abordaremos os elementos que vão acutilando a compreensão dos movimentos do karateca à luz das leis mecânicas; numa segunda parte atenderemos à abordagem pormenorizada de alguns princípios biomecânicos como modelos descritivos do comportamento motor do executante.

Iniciaremos por introduzir a biomecânica, situando a sua importância ao nível da gestão do treino desportivo, abordaremos os planos úteis à descrição dos movimentos para irmos referenciando o espaço em três dimensões essenciais, assim como introduziremos algumas noções matemáticas com realce para as trigonométricas, para finalizarmos com noções de mecânica ao nível da estática, cinemática e dinâmica.

Na segunda parte, desenvolveremos a explicação de alguns princípios do movimento decorrentes da interpretação de Hochmut (1973), como forma de introduzir a interpretação mecânica das técnicas de Karaté.

Introdução à Biomecânica

O agente de ensino e treino é um gestor de situações concretas (exercícios/tarefas) que objectivam tornar o agente de aprendizagem eficaz na resolução de determinado problema.

A análise da tarefa desportiva leva-nos a identificar alguns níveis de condicionantes. Para além das condicionantes socio-culturais, psicológicas, bioenergéticas, bioinformacionais e outras, queremos destacar as **condicionantes biomecânicas**.

A melhoria das prestações desportivas passa, necessariamente, por uma compreensão e utilização, cada vez mais rigorosa e precisa, de parâmetros biomecânicos. Por um lado essa utilização ajuda a perceber melhor o que acontece na produção motora, levando a um diagnóstico situacional importante a quem gere o treino em todos os níveis de prestação; por outro lado permite a dedução de consequências mecânicas importantes para a tarefa, principalmente com base na utilização de modelos biomecânicos.

No entanto, para situar o valor de conhecimentos simples ou complexos em biomecânica, é preciso ter em conta que a compreensão mais rigorosa do gesto desportivo não se reduz a uma simples aplicação das leis mecânicas que relacionam o movimento com a massa corporal, com o espaço percorrido e com o tempo gasto nesse percurso.

Teotónio Lima já em 1974 referia que "a biomecânica estuda os movimentos do homem do ponto de vista das leis mecânicas, tendo em consideração os conhecimentos de outros ramos da ciência - anatomia, fisiologia, pedagogia, psicologia e metodologia desportiva" (1974a, p. 6).

Só numa integração interdisciplinar e transdisciplinar das leis próprias de várias ciências biológicas e humanas, no estudo de um problema é que se reduz um pouco mais a sempre presente probabilidade de erro. Assim, o conhecimento técnico profundo da prestação desportiva necessita de dados da biomecânica como necessita de dados do controlo motor (condicionantes bioinformacionais), da fisiologia (condicionantes bioenergéticas), da psicologia (condicionantes psicológicas), etc.

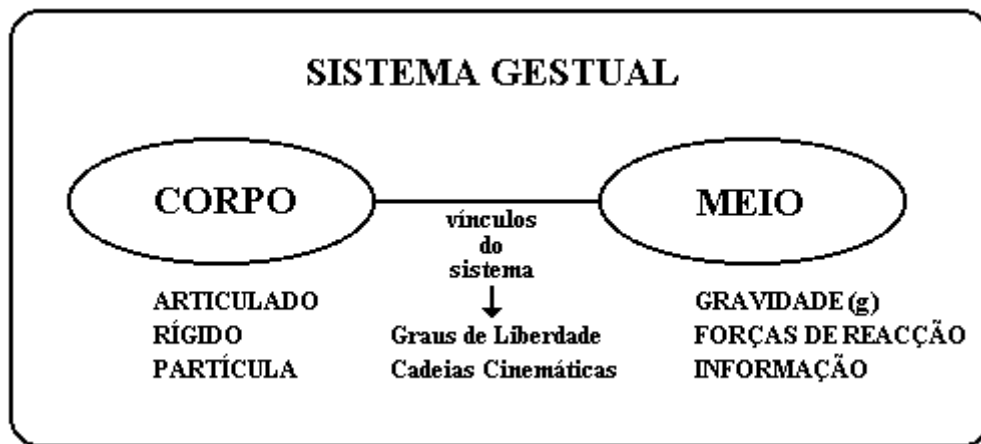
Fazer o elogio exclusivo das condicionantes biomecânicas é incorrer num reducionismo nefasto à gestão do treino desportivo. Deixar de o fazer é descurar um elemento importante na compreensão de qualquer prestação desportiva.

Um treinador experiente, vai, cada vez mais, consolidando os seus conhecimentos técnicos não à custa de um simples acumular de "modelos técnicos", numa espécie de "antologia técnica", mas sim, e principalmente, à custa de uma compreensão mais rigorosa e precisa dos princípios que gerem essas técnicas.

O objecto de estudo da Biomecânica é o **Sistema Gestual**. Este sistema é uma relação (mecânica) entre o corpo humano e o meio envolvente, sendo os pontos de contacto os *vínculos* do sistema.

A função geral do sistema gestual é a motricidade orientada e a nossa observação específica cai sobre a *produção motora* do sistema gestual e, neste caso específico, cairá sobre a **produção motora do karateca**.

É na observação rigorosa e com o maior grau de precisão possível da produção motora que os planos úteis à descrição dos movimentos se tornam importantes, tal como os conhecimentos da cinemática (velocidades, deslocamentos, acelerações, etc.).



Por outro lado, há todo um outro conjunto de conhecimentos que procuram as causas da produção motora, pelo que se concentram mais na dinâmica (forças) e em conceitos deduzidos como a localização dos centros de massa segmentares e da totalidade do corpo, como as relações intersegmentares na transferência de energia, etc.

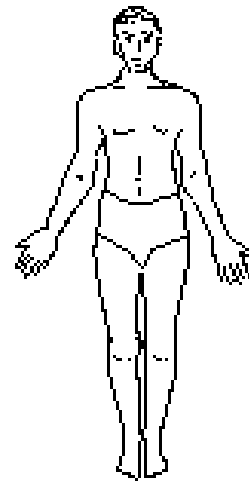
Os modelos descritivos, como são os princípios biomecânicos do movimento, serão instrumentos auxiliares da compreensão da referida produção motora, já que integram os conhecimentos anteriormente referidos, podendo ainda ser valiosos instrumentos na criatividade e correcção das técnicas do karaté.

Noções Elementares

Planos Úteis à Descrição dos Movimentos

O referencial básico à descrição rigorosa e precisa dos movimentos articulares assenta na posição anatómico-descritiva.

A partir desta posição, referenciam-se os movimentos de flexão, extensão, abdução, adução, e rotação. Estes movimentos são feitos em planos, utilizando determinados eixos.

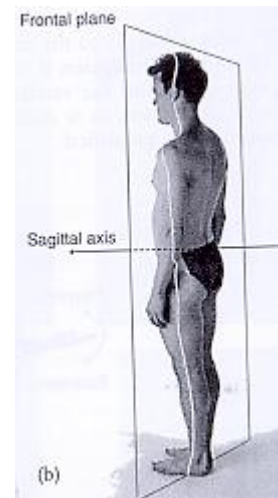
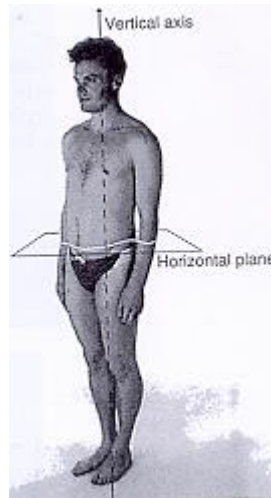
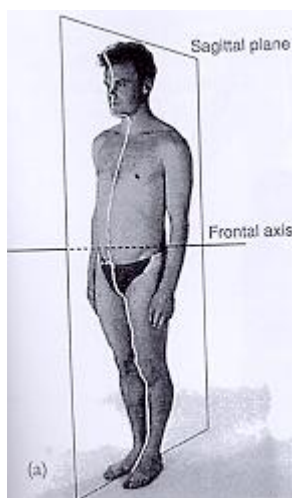


Planos:

- Plano Frontal: divide o corpo em parte anterior e posterior.
- Plano Horizontal ou Transverso: divide o corpo em parte superior e parte inferior.
- Plano Médio-Sagital: divide o corpo em parte esquerda e direita.

Eixos:

- Eixo Frontal ou Horizontal: para os movimentos no plano médio-sagital. Define essencialmente as flexões e extensões (aproximações e afastamentos intersegmentares).
- Eixo Vertical: para os movimentos no plano horizontal ou transverso. Define essencialmente as rotações, supinações e pronações.
- Eixo Sagital ou Antero-Posterior: para os movimentos no plano frontal. Define essencialmente as abduções (afastamento do plano médio-sagital) e aduções (aproximação do plano médio-sagital) dos segmentos e as flexões laterais da cabeça e tronco.



Tipos de Sistemas Mecânicos

Basicamente são considerados três tipos de sistemas mecânicos:

- Tipo PARTÍCULA;
- Tipo RÍGIDO;
- Tipo ARTICULADO.

Num sistema mecânico do tipo Partícula, podemos identificar o centro de massa, o peso e as forças externas. Num sistema tipo Rígido, para além dos anteriores, poderemos identificar momentos (efeitos de rotação). Num sistema do tipo Articulado, como é o caso do Sistema Gestual, que normalmente se comporta como um conjunto de corpos rígidos (segmentos) articulados entre si, temos também o centro de massa (variável com a posição intersegmentar assumida), temos o peso, temos a actuação de forças externas e temos os momentos.

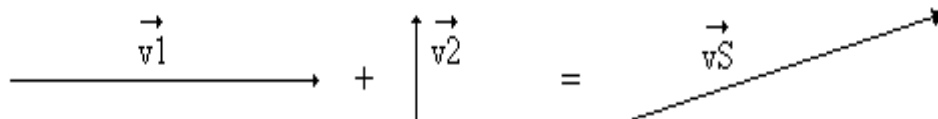
O sistema gestual, sendo normalmente representado como um sistema articulado, pode também ser representado como um sistema rígido ou articulado (exemplo: estudo da trajectória aérea).

Composição e Decomposição Vectorial

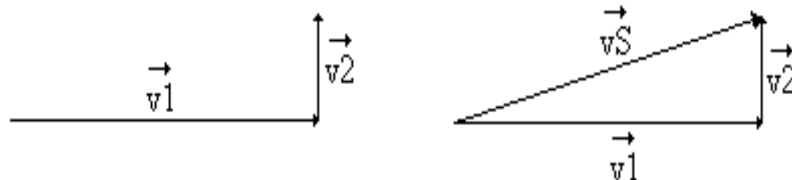
Um vector é a representação de uma grandeza física e tem um ponto de aplicação, uma direcção, um sentido e uma intensidade.

A representação de uma força ou da velocidade de um móvel é feita por um vector. Estas grandezas podem ser decompostas, somadas ou subtrairidas.

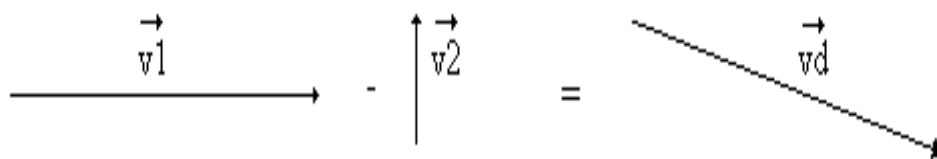
A soma de vectores é a seguinte:



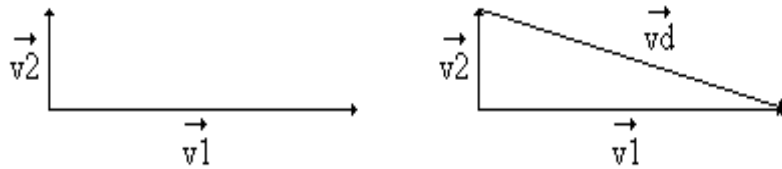
Para se obter aquele vector soma utiliza-se um processo denominado *regra do triângulo*, ou seja, une-se a origem do primeiro vector com a extremidade do segundo, depois deste ser colocado na extremidade do primeiro. Veja-se a seguinte figura:



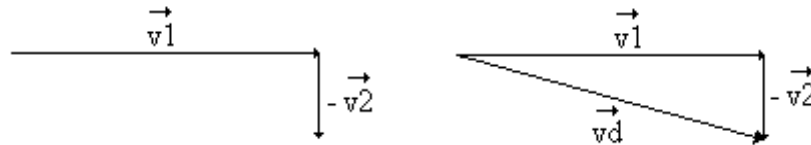
A diferença entre dois vectores calcula-se assim:



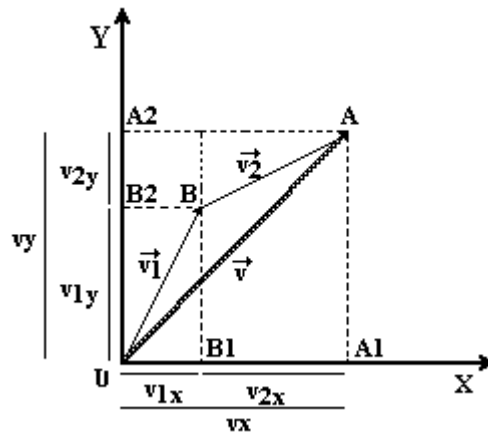
Para se obter esse vector diferença, colocam-se os vectores na mesma origem, conforme se mostra a seguir, e traça-se um vector resultante com origem na extremidade do vector subtrativo e extremidade na extremidade do vector aditivo.



Um outro modo, mais prático, consiste em adicionar ao vector aditivo o simétrico do vector subtrativo:



As expressões cartesianas da soma e da diferença de vectores baseiam-se na seguinte propriedade geral: a coordenada, em cada eixo, do vector soma é a soma algébrica das coordenadas, nesse mesmo eixo, dos vectores parcelas.



A análise da figura mostra que as componentes do vector soma são dadas por:

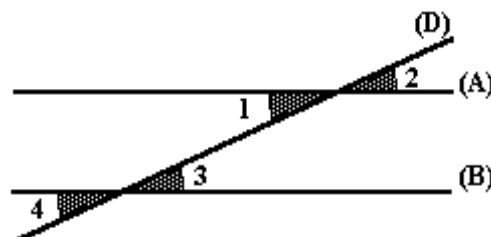
$$\begin{cases} v_x = v_{1x} + v_{2x} \\ v_y = v_{1y} + v_{2y} \end{cases}$$

Algumas Noções Matemáticas

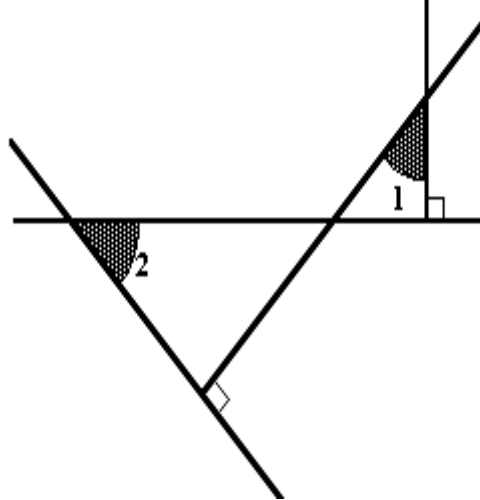
A Mecânica, ramo da Física, trata os problemas de forma analítica. Utiliza para tal fim a linguagem matemática, pelo que é conveniente abordar alguns elementos a conhecer.

Os teoremas matemáticos utilizados com maior frequência são os seguintes:

* Uma recta (D) que cruza duas rectas paralelas (A) e (B) determina quatro ângulos iguais.

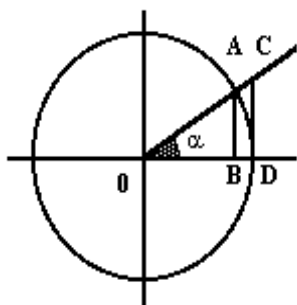


** Ângulos perpendiculares dois a dois são iguais.



*** Elementos de trigonometria: a trigonometria é um ramo da matemática e tem por objecto o cálculo dos elementos de um triângulo através do relacionamento dos ângulos e lados.

- Se considerarmos um círculo de raio igual à unidade, poderemos definir:



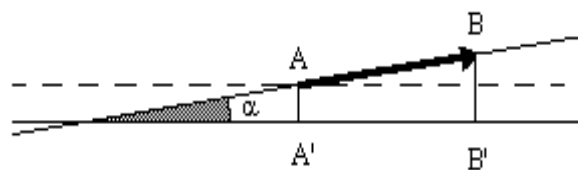
$$AB = \sin \alpha \text{ (leia-se seno de alfa)}$$

$$OB = \cos \alpha \text{ (leia-se coseno de alfa)}$$

$$CD = \tan \alpha \text{ (leia-se tangente de alfa)}$$

- Se projectarmos um vector \vec{AB} sobre uma recta (D), sendo α o ângulo entre o vector \vec{AB} e a recta (D), obtemos um segmento A'B'. Poderemos escrever:

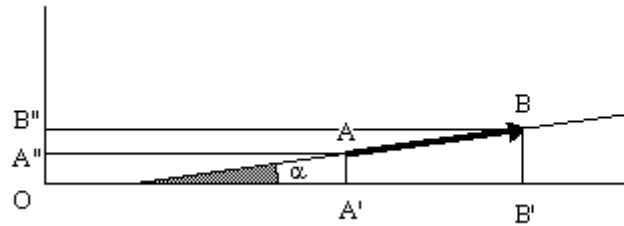
$$A'B' = AB \cos \alpha.$$



- Se projectarmos um vector \vec{AB} sobre dois eixos perpendiculares Ox e Oy, define-se:

$$A'B' = AB \cos \alpha$$

$$A''B'' = AB \sin \alpha$$



Alguns valores tabelados para determinar as funções *seno* e *coseno* de um ângulo dado:

ÂNGULOS	SENO	COSENO	ÂNGULOS	SENO	COSENO
0	0	1	50	0,7660	0,6423
5	0,0872	0,9962	55	0,8192	0,5736
10	0,1736	0,9848	60	0,8660	0,5000
15	0,2588	0,9659	65	0,9063	0,4226
20	0,3420	0,9397	70	0,9397	0,3420
25	0,4226	0,9063	75	0,9659	0,2588
30	0,5000	0,8660	80	0,9848	0,1736
35	0,5736	0,8192	85	0,9962	0,0872
40	0,6423	0,7660	90	1	0
45	0,7071	0,7071			

Elementos de Mecânica

Vamos abordar três partes: estática, cinemática e dinâmica.

Estática

Corresponde ao estudo das condições de equilíbrio de um corpo sólido, emergindo assim os conceitos de massa, centro de massa, peso, gravidade, centro de gravidade, polígono de sustentação e respectivas relações.

MASSA-PESO

A fórmula do peso é: $W = m \cdot g$ onde W é o peso em newton (N), m a massa em kg e g a aceleração da gravidade ($9,81 \text{ m/s}^2$)

A noção de massa de um corpo costuma ser confundida com a de peso. Efectivamente, num determinado lugar, o peso é proporcional à massa.

A massa de um corpo exprime as suas propriedades de inércia (como veremos na dinâmica). Ela permanece invariável em qualquer local, seja no Pólo ou no Equador, ao nível do mar ou em altitude, na terra ou na lua.

Todo o corpo material tem uma *massa* que corresponde ao somatório das massas de todos os seus pontos materiais.

$$M = m_1 + m_2 + \dots + m_n$$

sendo 1, 2, ..., n, os pontos materiais do sistema de partículas.

O *peso* de um corpo é de natureza diferente: corresponde à força exercida pela gravidade em determinado lugar. O coeficiente de intensidade da gravidade designa-se por g ; mede-se em metros por segundo ao quadrado (m.s^{-2}).

Em Portugal:	$g = 9,80 \text{ m.s}^{-2}$	No equador:	$g = 9,78 \text{ m.s}^{-2}$
No pólo:	$g = 9,83 \text{ m.s}^{-2}$	Na lua:	$g = 1,7 \text{ m.s}^{-2}$

GRAVIDADE - CENTRO DE GRAVIDADE

O corpo humano, como tem uma massa, está permanentemente sobre influência da gravidade. Todas as suas partículas materiais sofrem a acção da gravidade e a força resultante dessa acção, o peso do corpo, representa-se normalmente no centro de massas.

O *centro de massas* é um ponto imaginário que representa o ponto médio de todas as partículas materiais do corpo. Para o caso de n pontos materiais, o centro de massas satisfaz a seguinte condição:

$$m_1.d_1 = m_2.d_2 = \dots = m_n.d_n$$

sendo d_1, d_2, \dots, d_n , as distâncias dos pontos materiais 1, 2, ..., n , ao centro de massas G . Os pontos materiais 1, 2, ..., n , têm as massas m_1, m_2, \dots, m_n .

Em termos rudimentares o centro de gravidade e o centro de massa são um único ponto, sendo este um conceito universal e o primeiro um conceito que se utiliza para realçar as situações em que a massa se encontra sujeita à acção da gravidade, sendo ambos um centro de forças paralelas.

O centro de gravidade pode não se situar dentro dos limites da matéria do corpo (caso da bola de basquetebol ou de um aro) e, nos corpos articulados, com as modificações das posições relativas dos segmentos, a sua posição varia (ao contrário dos corpos rígidos) já que se vão variando as distâncias relativas dos diferentes pontos materiais do sistema.

Quando um karateca salta para fazer um yokotobigeri ou um maetobigeri, embora não possa alterar a trajectória do seu centro de massa até novamente obter vínculos que o liguem ao meio, pode aproveitar os deslocamentos intersegmentares de forma rentável. Por exemplo, no maetobigeri, a subida do membro inferior não atacante, permite que a trajectória do pé atacante possa permanecer ao nível do atacante sem movimentos verticais não rentabilizadores das forças horizontais a transmitir.

Quando se salta, imprime-se uma certa aceleração ao centro de massa que, após a acção da força de impulsão, fica apenas sujeito à força da gravidade. Esta força vai fazer com que o movimento ascendente seja de aceleração negativa, até parar e iniciar um movimento de queda com aceleração positiva. O parar vertical do centro de gravidade é instantâneo, dando a noção de que não se pára.

Nessa fase de transição entre a subida e a queda, se fizermos subir o centro de gravidade à custa da subida do membro inferior, e se o fizermos descer à custa da posterior extensão, obtemos uma "paragem" das ancas e da parte superior do tronco, o que pode ser aproveitado de várias formas (maior precisão no impacto a causar com o pé atacante).



DETERMINAÇÃO DO CENTRO DE GRAVIDADE

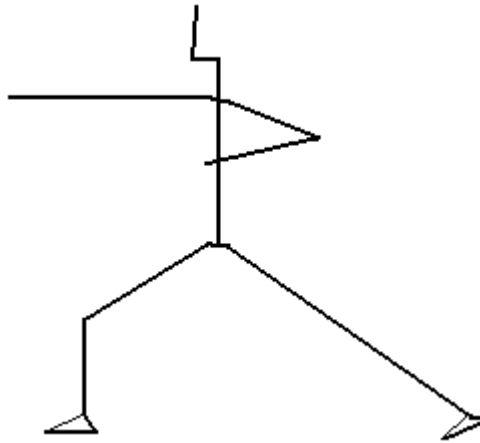
Cada segmento comporta-se como um corpo rígido, pelo que tem um centro de massa próprio que não varia a sua posição, no qual se representa a acção total das forças aplicadas nesse segmento. No quadro seguinte podemos observar qual a posição do centro de massas ou centro de gravidade segmentar (g), assim como a percentagem que em média esse segmento detém da massa de todo o corpo.

TABELA DE DEMPSTER

SEGMENTO	LOCALIZAÇÃO DE g	PERCENTAGEM DA MASSA (Valores de Massas Relativas)
CABEÇA	0.50 da 1ª cervical	7,9% (0.079)
TRONCO	0.45 da 1ª cervical	51,1% (0.511)
BRAÇO	0.436 da art. proximal	2,7% (0.027)
ANTEBRAÇO	0.436 da art. proximal	1,6% (0.016)
MÃO	0.506 da art. proximal	0,6% (0.006)
COXA	0.433 da art. proximal	9,7% (0.097)
PERNA	0.433 da art. proximal	4,5% (0.045)
PÉ	0.429 da art. proximal	1,4% (0.014)

A partir dos centros de gravidade segmentares (g_1 , g_2 , etc.), é possível determinar o centro de gravidade do corpo inteiro (G).

Um dos métodos de determinação do G (centro de gravidade) é o *método numérico de somação*.



Depois de fazer a representação gráfica, com identificação dos centros articulares e dos segmentos mais importantes, em primeiro lugar determinam-se e localizam-se os centros de gravidade de cada segmento: mede-se o segmento e multiplica-se pelo valor de localização dado na tabela, obtendo assim a medida do g à articulação referida (proximal).

Em segundo lugar, unem-se os g segmentares, 2 a 2, pela seguinte ordem:

1º - mão / antebraço

2º - pé / perna

3º - mão-antebraço / braço

4º - pé-perna / coxa

5º - cabeça / tronco

6º - membro superior direito / membro superior esquerdo

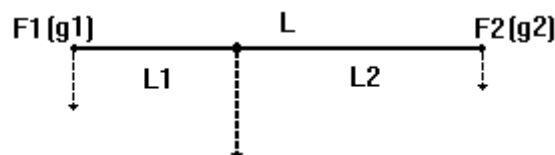
7º - membro inferior direito / membro inferior esquerdo

8º - cabeça-tronco / membros superiores

9º - membros inferiores / parte superior do corpo

Nessa união 2 a 2, vai-se aplicando a seguinte fórmula:

$$L1 = \frac{F2 \cdot L}{F1 + F2}$$



L - o comprimento do segmento de recta entre $g1$ e $g2$.

$F1$ e $F2$ - são os valores de massa relativa (Tabela de Dempster) para os respectivos centros de gravidade dos segmentos a que se referem.

$L1$ - a distância entre o g de $F1$ ($g1$) e o centro de gravidade que queremos achar ($g1+g2$).

CENTRO DE GRAVIDADE-POLÍGONO DE SUSTENTAÇÃO

O equilíbrio bipedal é essencial na maioria dos desportos. O estudo da relação estabelecida entre a posição do centro de gravidade (G) e o polígono de sustentação é um estudo importantíssimo para a compreensão das condições de equilíbrio e de desequilíbrio.

Na verdade, no karaté, o praticante deve manter as condições de equilíbrio entre o estável e o instável, ou seja, deve manter um equilíbrio potencializador de uma rápida entrada em movimento nas direcções pretendidas.

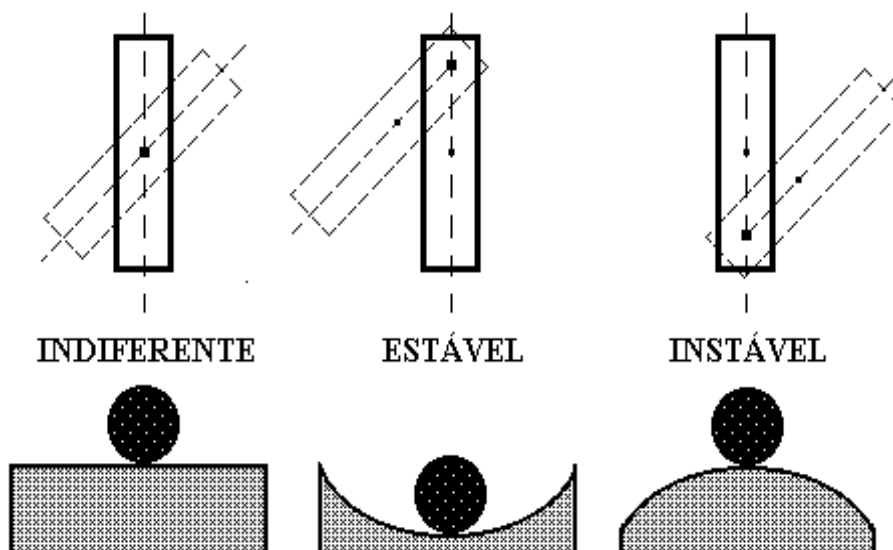
O equilíbrio pode ser indiferente quando, depois do movimento, o corpo fica novamente em repouso na nova posição.

O equilíbrio pode ser estável quando o corpo tende regressar à anterior posição de equilíbrio, principalmente devido à acção da gravidade.

O equilíbrio pode ser instável quando logo que haja um ligeiro deslocamento do centro de gravidade do corpo este tende a ocupar uma outra posição de equilíbrio.

A figura que a seguir se apresenta representa dois tipos de situações que evidenciam os três tipos de equilíbrio.

EQUILÍBRIO

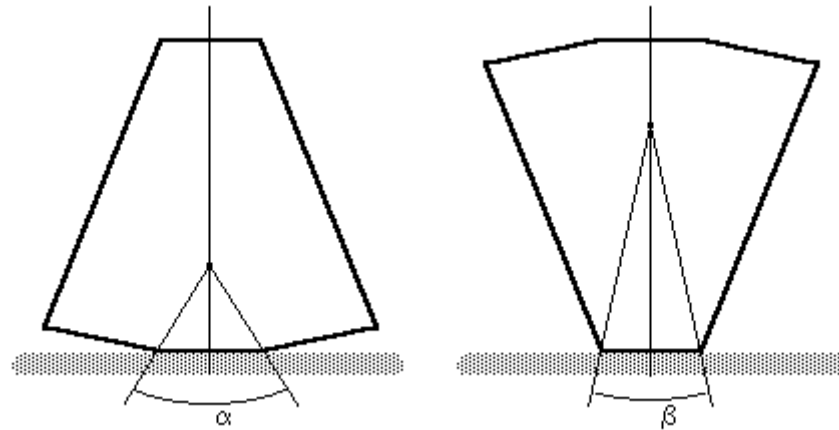


A ESTABILIDADE

A estabilidade está relacionada com diversos factores como:

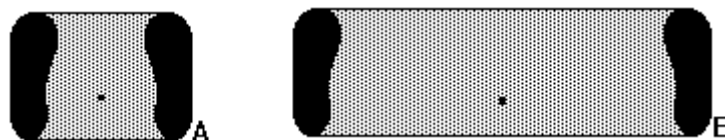
- Massa do corpo: quanto maior a massa, mais difícil é vencer a inércia.
- Altura do G: quanto mais alto estiver G, mais instável é o equilíbrio já que mais facilmente a linha de gravidade cai fora do polígono de sustentação.
- Polígono de sustentação: quanto maior for, mais estável é o equilíbrio já que mais dificilmente se coloca a linha de gravidade fora do polígono de sustentação.

Em relação à altura do centro de massa, torna-se evidente que dois corpos com a mesma massa, com o mesmo polígono de sustentação, variando apenas a altura do seu centro de massa (flectindo ou estendendo as pernas, por exemplo), têm diferentes estabilidades. Para tornar isto mais evidente, veja-se a figura seguinte que representa um corpo rígido com duas bases iguais, mas com diferente altura do centro de gravidade, mediante a escolha da base de sustentação.



Para os desequilibrar, ou seja, para fazer passar a linha de gravidade (perpendicular que passa pelo centro de gravidade) para fora dos limites do polígono de sustentação, tenho que fazer varrer um ângulo maior quando o G está mais baixo.

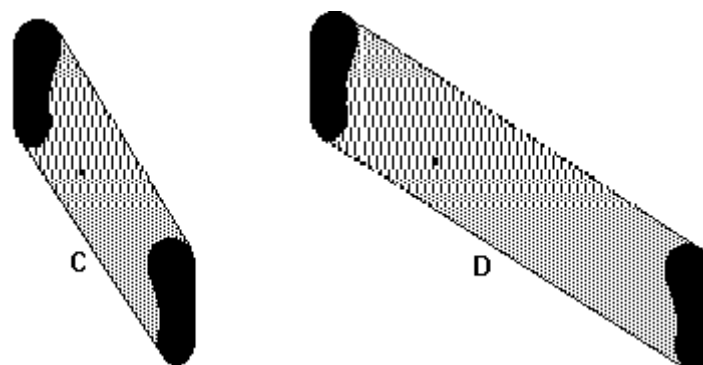
No que respeita às dimensões do polígono de sustentação, claro se torna que aquele ângulo aumentará com o aumento do polígono de sustentação, aumentando, assim, a estabilidade.



No desporto em geral, e no Karaté em particular, a estabilidade serve para potenciar a instabilidade.

A ESTABILIDADE NA MOVIMENTAÇÃO

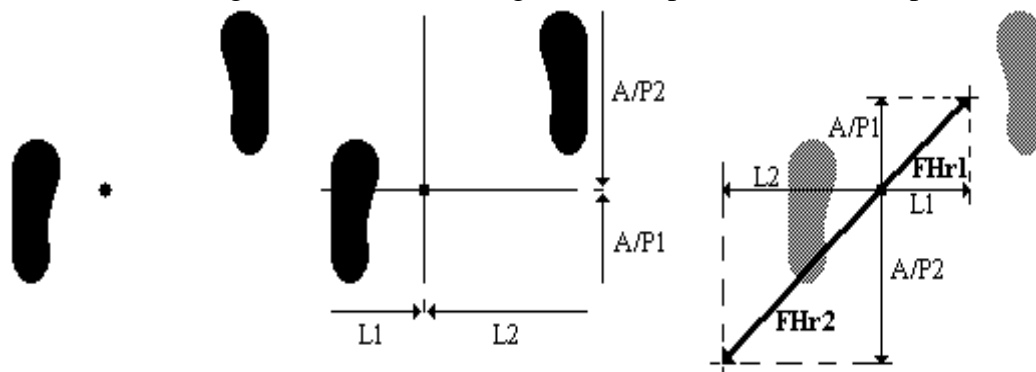
Quando o praticante em guarda baixa o seu centro de gravidade pela flexão dos joelhos e coxo-femorais, e aumenta o seu polígono de sustentação no sentido do movimento, o seu grande objectivo não é propriamente o "aumento da estabilidade" mas sim o de potenciar vínculos rentabilizadores de forças que o movam nos sentidos pretendidos, de acordo com o comportamento do seu adversário directo.



A gestão das componentes variará com os objectivos, sem nunca esquecer que o afastamento dos apoios nunca pode pôr em causa a manutenção de um certo grau de flexão dos joelhos naturalmente rentabilizador de deslocamentos eficazes.

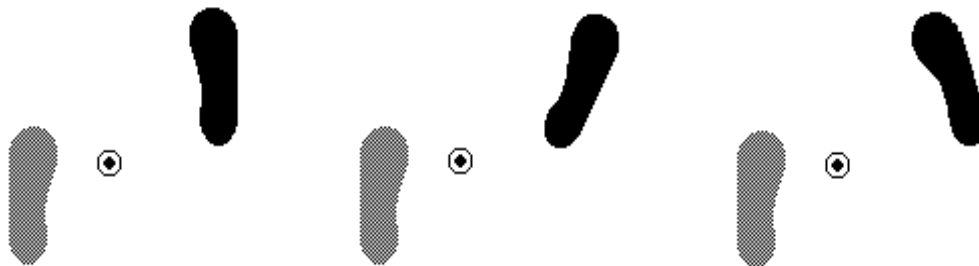
Assim, em geral, poderemos afirmar que quando o executante pretende potenciar o deslocamento para um determinado sentido, ele deve aproximar a linha de gravidade do apoio mais próximo do sentido para onde quer deslocar-se mais rapidamente.

Imaginemos uma situação em que do sanchin-dachi, e em combate de curta distância, se recua ligeiramente a linha de gravidade, aproximando-a do apoio de trás.



Neste exemplo é clara a maior facilidade com que o praticante se desloca para o lado esquerdo e para trás. Levantando o apoio esquerdo, potencia um deslocamento horizontal representado por FHR2

Outra variável que costuma ser identificada como importante à posição fundamental no sanchin-dachi respeita à rotação dos pés.

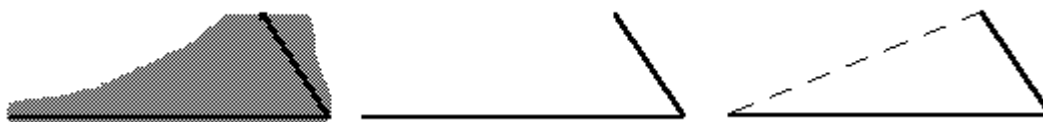


Estão aqui representadas três situações de exemplo. Preocupando-nos principalmente com o pé dianteiro, fundamental para os deslocamentos para trás, na primeira, os pé está paralelo, na segunda o pé está com uma rotação externa e na terceira o pé está com uma ligeira rotação interna.

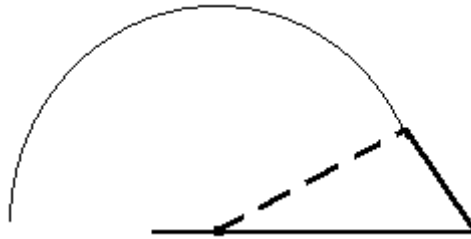
Para compreender as vantagens e desvantagens de umas e de outras, vamos abordar a mecânica da articulação tálbio-társica.

Simplificando, o papel principal da articulação do tornozelo no vencer da inércia respeita à acção de plantar-flexão cuja reacção, pelo apoio da parte anterior e inferior do pé no solo, leva a um elevar do centro articular do tornozelo que se transmitirá ao joelho, daí à coxo-femural respectiva e daqui ao centro de gravidade.

O pé costuma ser representado assim:



Para o estudo deste caso particular há que ter em conta um outro centro articular, em torno do qual se obtém o movimento do centro articular do tornozelo que será o potencial percurso de aceleração da força parcelar a transmitir ao centro de gravidade do praticante:

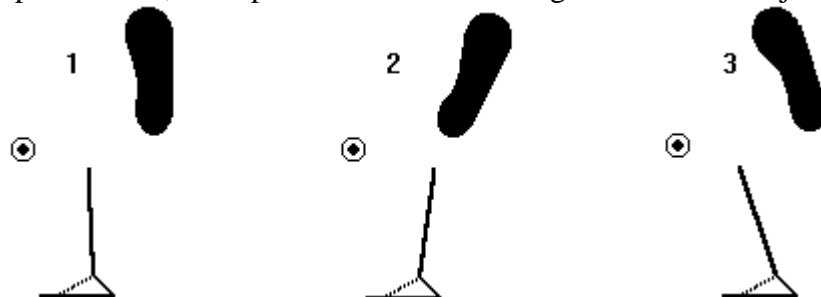


Como já fizemos notar, a transferência de energia faz-se, em primeira instância através do segmento perna, cuja posição relativa influenciará a grandeza daquela.

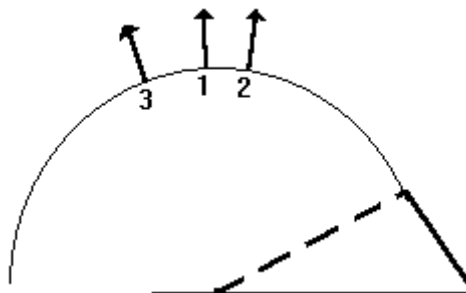
Observando atentamente a função mecânica do pé na transmissão de energia à perna, desde logo que uma primeira regra é a de que quanto maior o percurso de aceleração, maior será a força imprimida à perna.

Uma outra questão refere-se ao aproveitamento dessa aceleração na aceleração parcial do joelho, o que tem a ver com o grau de flexão inicial entre a perna e o pé e o que, do estudo das características anatómicas específicas, nos leva a estabelecer uma segunda regra geral: para maiores graus de força a transmitir ao centro de gravidade, quanto mais a ponta do pé se aproxima do cair da linha de gravidade, rodando internamente em torno do calcanhar, melhor.

Vejam-se os esquemas representativos do grau de flexão pé-perna nas três posições já apresentadas, onde permanece constante o grau de flexão do joelho:

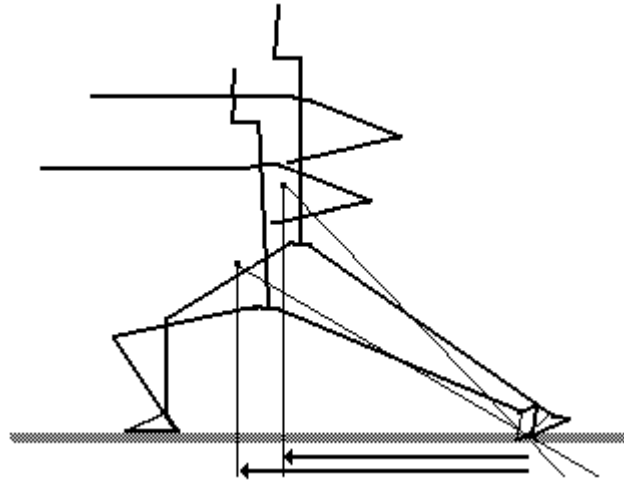


O percurso de aceleração torna-se evidentemente maior na situação de rotação interna sendo menor na situação de rotação externa, o que quer dizer que a primeira situação é mais rentável à modificação da quantidade de movimento inicial.



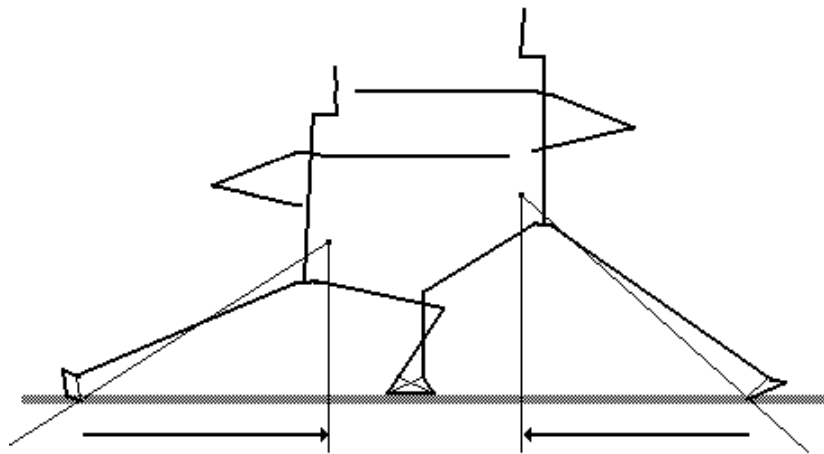
Esta regra, no entanto, perde toda a validade quando o objectivo da posição referida não permanece o de recuar o mais rapidamente possível, daí as nossas análises se centrarem no apoio dianteiro.

Fica o desafio para que os treinadores façam as restantes análises mecânicas, desde a questão da rotação do pé atrasado, passando pela questão da maior ou menor adução dos pés, o que leva à maior ou menor aproximação dos joelhos, etc.



Também em situação de ataque, quando baixa o seu G, aproximando normalmente a linha de gravidade do apoio mais perto do atacante, não se pretende aumentar a estabilidade, bem pelo contrário, pela elevação do apoio da frente, neste caso, e pelo baixar do G, pretende-se aumentar a componente horizontal da força de reacção que se transmitirá ao G pela extensão coordenada do apoio de trás.

É uma situação claramente exemplificadora de que o equilíbrio bipedal, é potencializador de situações de instabilidade aproveitadas para os deslocamentos horizontais, ou seja, os deslocamentos em campo.



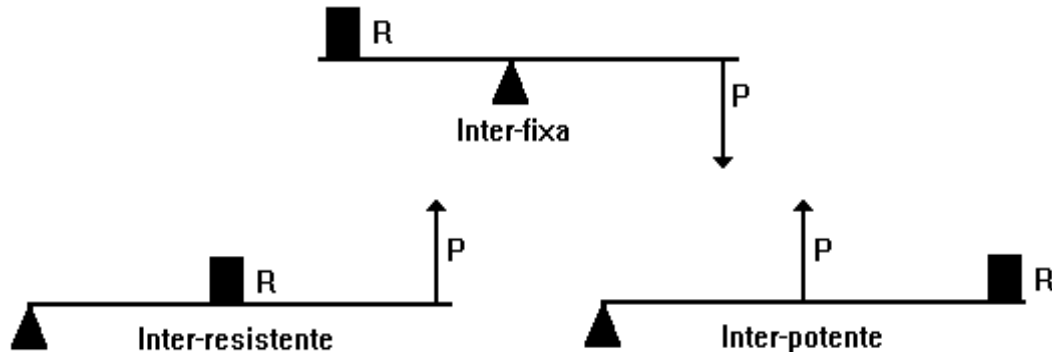
Mas tudo isso só é possível porque existe um contacto entre o pé do praticante e o solo, com dois tipos de forças de contacto: uma componente normal (vertical) e uma componente tangencial denominada de fricção ou atrito que estudaremos mais à frente.

AS ALAVANCAS

Dado que o corpo humano é constituído por segmentos que são movidos por músculos de forma a rodarem em torno de centros articulares, é conveniente abordar as alavancas da mecânica clássica.

Basicamente temos três grandes tipos de alavancas:

- Inter-fixa: quando o fulcro se encontra entre a potência e a resistência;
- Inter-resistente: quando a resistência se situa entre o fulcro e a potência;
- Inter-potente: quando a potência se encontra entre a resistência e o fulcro.



Em função das disposições relativas dos braços das alavancas, de potência e de resistência, as alavancas podem ser definidas como:

- Alavancas de equilíbrio (quando os dois braços são iguais);
- Alavancas de força (quando o braço de potência é superior ao de resistência);
- Alavancas de velocidade (quando o braço de resistência é superior ao da potência).

Ainda em relação com as alavancas temos que ter presente a noção de que as roldanas (e os centros articulares podem funcionar como roldanas) podem ser fixas, levando à flexão de um segmento sobre um outro fixo, ou podem ser moveis, quando a contracção muscular faz com que o centro articular entre os segmentos em causa se mova (o joelho na impulsão vertical).

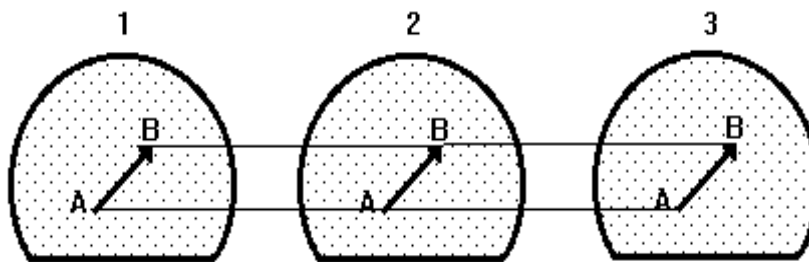
Cinemática

A cinemática tem por objecto a descrição dos movimentos dos sistemas materiais (corpo humano, engenhos, etc.), sem considerar as causas que os produzem. Utiliza conceitos como o espaço percorrido, o tempo gasto, mas já não procura entrar com o conceito de massa (o que acontece na cinética ou dinâmica).

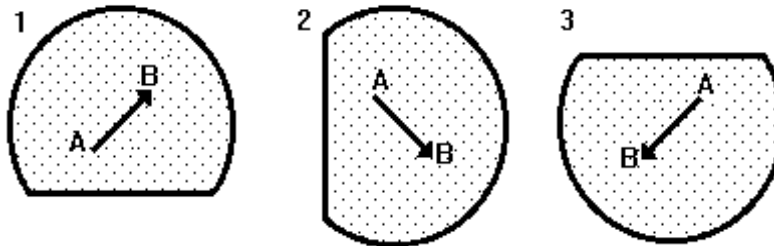
Um ponto A está em repouso em relação a B quando a relação espacial AB permanece invariável. No caso contrário, diz-se que A está em movimento em relação a B, o que quer dizer que A descreverá uma *trajectória* (curvilínea ou rectilínea).

TRANSLAÇÃO - ROTAÇÃO

Um corpo sólido é constituído por vários pontos materiais. Se um vector definido entre dois quaisquer pontos desse corpo A e B, com o movimento do sólido manter posições de equipolência (mesma direcção, sentido e intensidade), então estamos perante um movimento de *translação*.



Quando isso não acontece, quer dizer que os movimentos dos diferentes pontos materiais do corpo não são da mesma natureza, pelo que poderemos afirmar que o corpo está em movimento de *rotação*.



MOVIMENTO RECTILÍNEO – CINEMÁTICA LINEAR

Uniforme

Um corpo que percorre um determinado espaço (s em metros) gasta um determinado tempo (t em segundos). Assim, o corpo pode percorrer 100 metros em 60 segundos, ou pode percorrer 100 metros em 10 segundos. Os percursos foram iguais mas no segundo caso fomos mais rápidos do que no primeiro.

A velocidade média (v_m em metros por segundo) é precisamente a relação entre o espaço percorrido e o tempo gasto nesse percurso.

$$v_m = \frac{s_2 - s_1}{t_2 - t_1} \Leftrightarrow v_m = \frac{\Delta s}{\Delta t}$$

Se o intervalo de tempo vai sendo cada vez mais pequeno (tendente para zero), vamos obter aquilo que se denomina como *velocidade instantânea* (v_i), ou seja, podemos ir classificando a forma como o corpo percorre o espaço em diversos instantes, comparando, assim, as velocidades entre esses diversos instantes no mesmo percurso.

No movimento uniforme, a velocidade é constante e a fórmula dos espaços é a seguinte:

$$s = s_0 + v \cdot t$$

O s_0 (s zero) dá-nos o espaço inicial em que começámos a contar os tempos, e que poderá ser zero.

Na física, para descrever e medir a rapidez da mudança de posição de um móvel utilizamos a grandeza *velocidade*; para descrever e medir a rapidez do movimento sobre a trajetória costuma-se utilizar a grandeza *celeridade*. Em Biomecânica costuma-se utilizar o conceito de velocidade com as duas dimensões, mas mais no sentido do da celeridade. Assim, normalmente interessa-nos saber quanto tempo demorou o executante a fazer o percurso no campo (transição defesa-ataque) ou, tecnicamente, o percurso cinemático de um segmento (mão; pé; centro de gravidade; etc.).

Variado

Quando a velocidade instantânea não permanece constante, quer dizer que há aceleração.

$$a = \frac{\Delta v}{\Delta t}$$

A lei das velocidades passa a ser:

$$v = v_0 + a.t$$

Se o móvel parte do repouso v_0 é zero, pelo que fica $v=a.t$.

A equação dos espaços passa a ser:

$$s = s_0 + v_0.t + \frac{1}{2}.a.t^2$$

Podemos dizer que, no movimento uniformemente variado, o espaço percorrido por um móvel, desde o ponto inicial ($s_0=0$), sem velocidade inicial ($v_0=0$), é proporcional ao quadrado do tempo gasto no percurso.

O movimento acelerado, em que a aceleração (a) é diferente de zero, pode ser movimento acelerado ($a>0$) ou retardado ($a<0$).

MOVIMENTO DE ROTAÇÃO – CINEMÁTICA ANGULAR

No sistema gestual a maioria dos movimentos, porque são segmentares, são movimentos de rotação, ou seja, movimentos em que se pode definir um eixo em torno do qual rodam partes ou a totalidade do corpo.

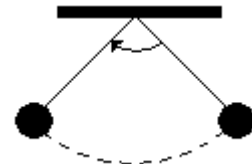
Para efeitos de estudo, podemos substituir o movimento de rotação de um corpo em torno de um eixo pelo movimento circular de um dos seus pontos materiais em torno desse mesmo eixo.

As grandezas cinemáticas do estudo do movimento de rotação são:

θ – ângulo varrido.

ω - velocidade angular.

α - aceleração angular.



Há uma relação íntima entre as grandezas angulares e as grandezas lineares.

$$\theta = \frac{\Delta s}{r} \Leftrightarrow \frac{\text{arco.percorrido}}{r} \Leftrightarrow \frac{\ell}{r} \quad \text{sendo} \quad \ell = \Delta\theta(\text{rad}).r$$

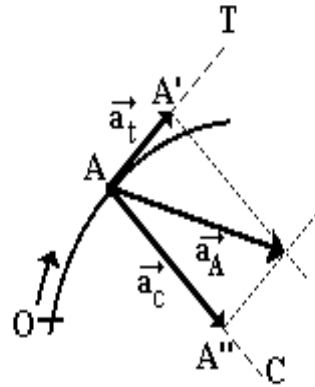
O arco (espaço) percorrido por um ponto do corpo em rotação é igual ao produto entre o ângulo varrido e o raio (distância entre o eixo de rotação e o ponto material a estudar).

A velocidade linear, pode então ser relacionada com a velocidade angular:

$$\text{Se: } \varpi = \frac{\Delta\theta}{\Delta t} \quad \text{e se: } v = \frac{\Delta s}{\Delta t} \Leftrightarrow v = \frac{\Delta\theta.r}{\Delta t} \Leftrightarrow v = \frac{\Delta\theta}{\Delta t}.r \quad \text{então: } v = \omega.r$$

Quando o movimento de rotação não é uniforme, isto é, quando existe aceleração angular (α), podemos, num ponto material do móvel em movimento de rotação, que não coincida com o eixo, definir uma aceleração linear. Dado que não se trata de uma

aceleração num ponto em movimento rectilíneo, pode ser decomposta numa componente tangencial e numa componente centrípeta ou normal.



O vector \vec{a}_A (aceleração instantânea) representa a aceleração instantânea do móvel no instante A.

$$\vec{a}_A = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{\Delta \vec{v}}{\Delta t}$$

A aceleração tangencial tem por valor algébrico:

$$a_t = \lim_{\Delta t \rightarrow 0} \frac{\Delta v}{\Delta t}$$

A aceleração centrípeta ou normal, tem por módulo:

$$a_c = \frac{v^2}{r}$$

onde r representa a medida do *raio de curvatura* da trajectória no ponto a que se refere a aceleração. Este valor algébrico indica a *variação da direcção do vector velocidade*.

No movimento circular uniforme, só existe aceleração centrípeta, sendo:

$$a_c = \omega^2 . r$$

Quando tem que se relacionar a velocidade tangencial com parâmetros angulares:

$$\vec{a}_t = \vec{\theta} . r$$

As equações horárias do movimento de rotação serão:

$$\left. \begin{aligned} \omega &= \omega_0 + \alpha . t \\ \theta &= \omega_0 . t + \frac{1}{2} . \alpha . t^2 \end{aligned} \right\} \omega^2 = \omega_0^2 + 2 . \alpha . \theta$$

Dinâmica

A dinâmica estuda as forças que provocam o movimento.

AS LEIS FUNDAMENTAIS DA DINÂMICA

As leis de Newton são fundamentais para o estudo da dinâmica.

1ª - LEI DA INÉRCIA

Todo o corpo tem tendência para manter o seu estado de repouso ou de movimento de forma uniforme e rectilínea.

Evidencia-se assim o conceito de *inércia* como a tendência que os corpos materiais têm para manter o seu estado cinético, ou seja, a sua *quantidade de movimento*.

$$\vec{p} = m \cdot \vec{v}$$

Trata-se de uma grandeza vectorial com a direcção e sentido da velocidade e com módulo igual ao produto da massa com a velocidade.

A quantidade de movimento de um sistema material formado por n pontos materiais é a soma das quantidades de movimento dos pontos que o constituem, sendo igual à do seu centro de massas, que por definição é um ponto de massa igual ao somatório das massas de todos os pontos materiais do sistema.

2ª - LEI FUNDAMENTAL

A taxa temporal da variação da quantidade de movimento de um corpo é igual à força que actua nesse corpo.

$$\vec{F} = \frac{\Delta \vec{p}}{\Delta t} = \frac{\Delta(m \cdot \vec{v})}{\Delta t}$$

ou seja, com a massa constante:

$$\vec{F} = m \cdot \vec{a}$$

3ª - LEI DA ACÇÃO-REACÇÃO

Para cada acção existe uma reacção de igual intensidade mas de sentido oposto.

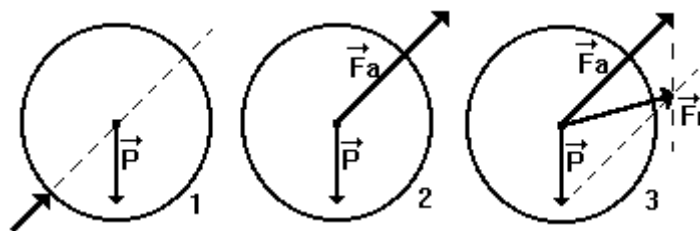
A reacção é uma consequência síncrona da acção.

$$|\vec{R}| = -|\vec{A}|$$

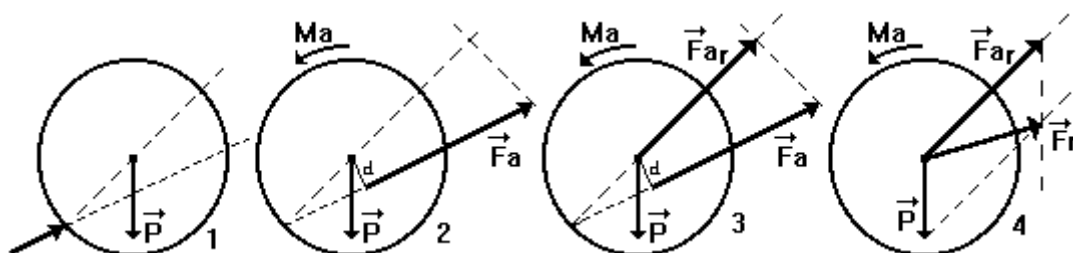
A lei da inércia é uma característica própria dos corpos materiais. Como não se vêem as forças, só se vêem as suas consequências, quando fazemos variar a posição do corpo de um sítio para outro (deslocamentos), é porque aplicámos uma força à Terra e esta, por ter maior massa que o nosso corpo, faz-nos deslocar.

A ACTUAÇÃO DE FORÇAS

Quando a resultante de um sistema de forças passa pelo centro de massa, não existe efeito de rotação.



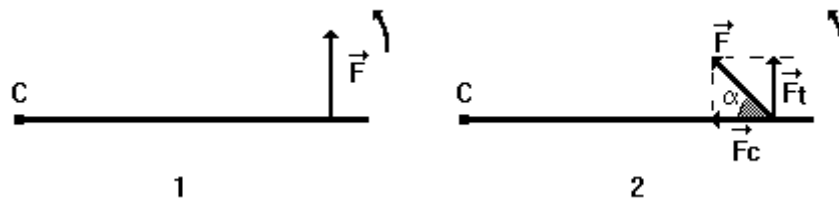
Quando não passa pelo centro de massa, existe esse efeito.



Assim, para além do efeito de translação resultante de F_r , temos um momento (efeito de rotação) que, sendo um vector com direcção perpendicular ao plano de rotação (coincidente com o eixo de rotação) e sentido dado pela regra da mão direita, tem o módulo:

$$|M_o| = |F|.d.\text{sen}\alpha$$

Se o ângulo α entre o braço a mover e a direcção da força for de 90° , o seno de α será igual à unidade (situação 1), pelo que há um aproveitamento total da força no momento. Na situação 2 está representado um caso em que não há aproveitamento total da força aplicada; só se aproveita para o efeito de rotação a sua componente perpendicular ao braço móvel. Assim, há maior momento quando o ângulo é de 90° ($\text{sen}=1$).



Por outro lado, quanto maior a distância entre o ponto de aplicação da força e o eixo de rotação, maior será o momento. Assim, para criar o mesmo momento, posso fazer menos força desde que afaste o seu ponto de aplicação do eixo de rotação.

MOMENTO DE INÉRCIA

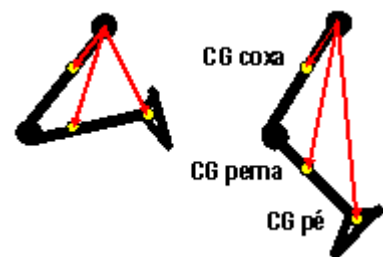
Quando se quer modificar o estado cinético de um sistema, imprimindo-lhe movimento de rotação em torno de um eixo, esse sistema oferece uma resistência à alteração da sua velocidade angular. A essa resistência chamamos momento de inércia:

$$I = m.d^2$$

O estado cinético angular de um sistema de partículas materiais caracteriza-se pelo seu momento cinético ou momento angular:

$$\vec{M}_C = I.\vec{\omega}$$

Num sistema em que a soma dos momentos das forças exteriores é nula, há conservação do momento cinético, ou seja, mesmo sem forças exteriores posso modificar a velocidade angular com a diminuição do momento de inércia e vice-versa.



FORÇA ELÁSTICA

Os tecidos do corpo humano, como músculos, tendões e ligamentos, têm propriedades elásticas, ou seja, quando alongados até um limite fisiológico normal, armazenam forças de forma idêntica às das tiras de borracha. Essa força é proporcional à capacidade do corpo ser comprimido ou alongado (k) num determinado espaço percorrido (s).

$$F = k.\Delta s$$

Utilizamos essa força elástica com os semiagachamentos antes de uma força impulsiva no solo para um melhor deslocamento, sendo os saltitares estimuladores desse aproveitamento. Por outro lado, é óbvio que essas propriedades elásticas dos tecidos acabam por ser importantes nos contactos entre os corpos nas variadas técnicas de Karaté, sendo fundamentais nas protecções de punho na competição de Karaté, assim como nas de pé que já se estudam.

PRESSÃO

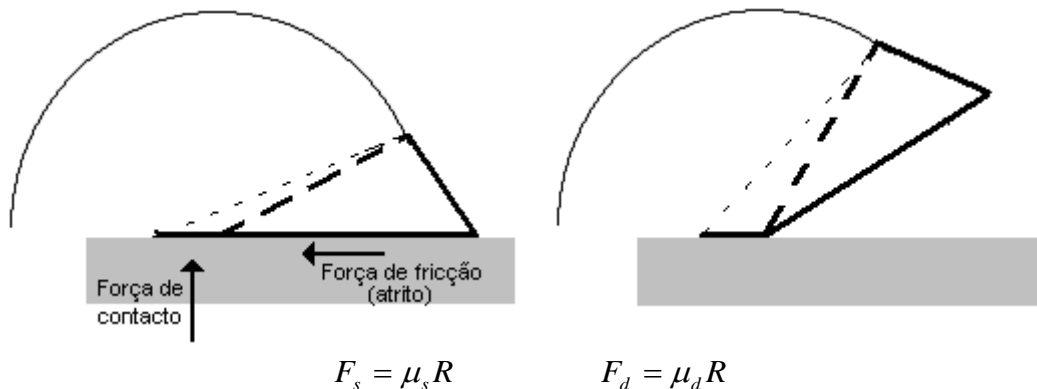
A pressão é a Força (F) aplicada numa área ou superfície (A) sendo a força por unidade de superfície (N/m² ou Pa).

$$P = \frac{F}{A}$$

Para reduzir a pressão, utilizamos as luvas nas mãos e as técnicas de enrolamento nas quedas que às vezes são técnicas de aumento das superfícies de impacto no solo. Para aumentar a pressão, reduzimos a superfície de impacto (Shuto por exemplo).

FORÇA DE FRICÇÃO OU ATRITO ESTÁTICO

O limite de aproveitamento da componente horizontal que é a que mais interessa na maioria dos casos, tem a ver com o atrito e este diminui com a diminuição da pressão entre o solo e o pé (força de contacto), não sendo afectado pela diminuição da superfície de contacto (McGINIS, 2005, p. 25).



F_s é a Força de fricção estática e F_d a Força de fricção dinâmica, sendo μ o respectivo coeficiente e R a Força de contacto normal. É de notar que a força de fricção estática é superior à força de fricção dinâmica sendo aquela a que mais se utiliza e interessa no Karaté. É o suporte de todos os deslocamentos.

ENERGIA

Em termos dinâmicos gerais, poderemos afirmar que quando um corpo de massa m se desloca, a variação da energia cinética é igual à soma dos trabalhos realizados pelas forças externas.

Para um corpo em movimento de translação, a energia cinética em cada instante calcula-se assim:

$$Ec = \frac{1}{2}mv^2$$

(v é a velocidade do centro de gravidade)

Se o corpo está animado de um movimento circular, a sua energia cinética de rotação avalia-se:

$$Ec = \frac{1}{2}I\omega^2$$

(I é o momento de inércia do corpo em relação ao eixo de rotação)

Quando um corpo está a uma altura h do solo, ele está dotado de energia potencial:

$$Ep = mgh$$

(g representa a aceleração da gravidade)

A energia vem normalmente expressa em joules.

CONCLUSÃO DA PRIMEIRA PARTE

Nos últimos temas desta primeira parte, procurámos ir evidenciando a interdependência dos vários elementos da biomecânica na análise de situações.

A importância da análise das componentes mecânicas implícitas numa tarefa motora como o *gyaku-zuki*, por exemplo, pode levar os treinadores à prescrição de determinados exercícios específicos de força para ataque ou contra-ataque em alto nível: realizar o *gyaku-zuki* em trajectória de recuo, em trajectória de avanço, etc.

Nota-se então uma grande pertinência neste tipo de análise para a gestão do treino desportivo, não só no que se refere ao rigor técnico da execução motora, mas sim até nos aspectos da preparação física dos praticantes.

Por outro lado, e continuando com o exemplo do soco cruzado, as investigações recentes sobre a aprendizagem motora têm feito um certo elogio da variabilidade de condições de prática. O treino dos socos no Karaté, por serem tarefas de precisão, pressupõem uma certa estabilidade das condições de prática, o que tem sido assumido tradicionalmente. Em nosso entender, o desenvolvimento das competências para o socar ou mesmo pontapear estão ao nível da gestão motora das componentes mecânicas parciais, de forma a fugir aos contras dos adversários, o que faz um grande apelo à interpretação visual e cinestésica da situação motora de socar ou pontapear. Isto evidencia que a biomecânica, por outro lado, faz uma interdisciplinaridade com outras áreas do conhecimento como seja o controlo motor e aprendizagem.

Na parte seguinte vamos fazer uma exposição geral dos princípios mecânicos do movimento desportivo com incidência particular no que é mais comum no Karaté. Essa segunda parte é uma fonte consolidadora dos conhecimentos abordados de forma bastante analítica, fazendo a conclusão destes apontamentos de biomecânica.

Os Princípios Biomecânicos

A classificação geral dos objectivos permite, partindo das características da técnica mais adequada de muitas especialidades desportivas, formular princípios válidos na generalidade. Estamos, então, no domínio dos modelos biomecânicos do tipo descritivo e conceptual.

PRINCÍPIO DO TEMPO DE ACTUAÇÃO DA FORÇA IMPULSIVA

Para alterar o estado cinético de um corpo, é necessário actuar com uma força. Por definição, impulso é a acção de uma força durante um determinado período de tempo.

$$I = F \times t$$

Assim, quanto mais tempo estivermos a actuar com uma força num objecto (parceiro, arma, etc.) ou no chão para obter uma reacção (impulsão vertical por exemplo), ou num segmento (punho ou pé, por exemplo), maiores serão os valores de velocidade com que esses corpos ficam animados, pelo que mais tempo permanecerão no ar, mais alto e mais longe chegarão e maior quantidade de movimento assumirão.

Para aumentar o tempo de actuação de força muscular, porque o nosso sistema gestual é do tipo articulado dinamizado com músculos que actuam sobre segmentos ligados por articulações (alavancas), utilizamos normalmente as grandes extensões articulares (ou, conforme o caso, flexões) para aumentar aquilo que se denomina como PERCURSO DE ACELERAÇÃO, ou seja, o percurso em que se torna possível ir actuando com força muscular de forma a animar os segmentos activos para o movimento pretendido.

Por exemplo, para executar um soco directo à zona abdominal do adversário, quanto maior a força e quanto maior for o tempo de actuação dessa força na aceleração do punho, maior a sua velocidade de aceleração e maior o eventual impacto. Aumento o tempo e percurso de actuação da força, por exemplo, quando puxo o punho a trás (hikite). No entanto, o grande objectivo no soco não é exclusivamente a velocidade de impacto, mas também a precisão do impacto, ou seja, o desenvolvimento de força de forma extremamente coordenada.

Como a precisão depende bastante da coordenação inter-muscular, quanto maior o número de fibras musculares a enervar coordenadamente, maior a dificuldade e a probabilidade de errar. Por isso, em condições ideais, as técnicas de punho costumam ser mais precisas que as dos pés.

RESUMO

Quanto maiores os níveis de força desenvolvidos e quanto maior o tempo de actuação dessa força sobre os vínculos do sistema, maiores serão os valores das velocidades de saída dos objectos ou do próprio corpo.

PRINCÍPIO DA FORÇA INICIAL

Sendo o Impulso igual à variação da quantidade de movimento, a sua variação será função da magnitude da força e do período de tempo em que esta actua.

No aparelho locomotor humano há uma limitação no que se refere ao percurso em que há aceleração. Assim, desde o início até ao fim da distância aproveitável para incremento de aceleração devem empregar-se valores elevados de força, para conseguir uma superfície grande de impulso de força. É este o caso dos movimentos desportivos porque neles a amplitude de aceleração está limitada anatomicamente.

Numa impulsão vertical, partindo de uma posição flectida de pernas e tronco, antes da impulsão propriamente dita, a força muscular do executante e a aceleração da gravidade que actua sobre a sua massa estão equilibradas. A força resultante (F_r) é igual a zero. Quando a Força muscular supera o peso ($F_r > 0$ é positiva) dá-se início ao movimento. A Força muscular vai aumentando, implicando maior aceleração recebida pelo corpo, o que leva a um aumento mais rápido da sua velocidade. Quando as articulações ficam praticamente em extensão, termina a acção positiva da F_r , tendo o corpo alcançado a sua velocidade máxima (F_r volta a zero e passa a negativo porque na fase de trajectória aérea só actua a aceleração da gravidade).

Neste caso é inconveniente o facto da força resultante F_r ter no início um valor nulo, já que tem de decorrer algum tempo para que F_r alcance valores elevados.

A impulsão vertical com impulso prévio tem como consequência uma flexão prévia dos membros inferiores e do tronco, o que implica um abaixamento inicial do centro de massa. Esse impulso, em sentido contrário ao do movimento final, tem que ser travado por forças positivas (verticais/ascendentes), pelo que neste ponto a força muscular tem que ser superior ao peso do próprio corpo. Assim, neste caso, no ponto mais baixo do centro de massa (ou seja: no início do movimento de salto propriamente dito) existe já uma força positiva a que denominamos FORÇA INICIAL.

Por outro lado, a estes níveis de força inicial, poderemos adicionar a força produzida pela própria elasticidade do tecido muscular. Na verdade, quando se baixa o corpo, deixamos actuar naturalmente a força da gravidade sobre o nosso centro de massa e, para travar a acção da força da gravidade, contraímos os músculos que, devido à quantidade de movimento anterior, são estirados. Sendo as fibras musculares extensíveis e elásticas (tendem a voltar ao comprimento natural depois de estiradas) é essa força elástica que se adicionará à força propriamente desenvolvida pelo músculo.

Isto apenas se dá quando a transição entre o impulso de travagem e o impulso de aceleração se realiza de forma fluida, ou seja, quando não há paragens entre os dois momentos.

RESUMO:

O movimento com o qual queremos conseguir uma elevada velocidade final deve ser precedido de um movimento de impulso em sentido contrário, mediante a travagem do movimento em sentido contrário, vamos no início do movimento propriamente dito (no sentido do objecto final previsto) encontrar já uma força positiva para o impulso de aceleração isto quando a transição se realiza de forma fluida.

Por outro lado aproveita-se a energia elástica característica das propriedades fisiológicas do próprio tecido muscular.

É por isso que se torna vantajoso para o Karateca fazer um impulso prévio logo antes de fazer a sua impulsão. Isto faz-nos entender porque os movimentos de saltitar são vantajosos para determinados tipos de deslocamentos em combate.

PRINCÍPIO DO PERCURSO ÓPTIMO DE ACELERAÇÃO

No princípio anterior elogiámos a força inicial. No entanto, nem sempre a presença da força inicial leva a um aumento do impulso de aceleração. É o caso em que o indivíduo realiza um impulso em sentido negativo de elevada intensidade o que implica um elevado impulso de travagem até conseguir a travagem total no ponto mais baixo da trajectória do centro de gravidade. Assim, no impulso de travagem, entram em jogo as maiores forças negativas (momentos provocados pelo peso segmentar), castigando o músculo fisiologicamente. Durante o impulso de aceleração seguinte os valores decrescem.

Na impulsão vertical bipedal o comprimento do percurso em que há aceleração fica determinado pela diferença da altura do C.G. na posição mais flectida com a posição de maior extensão. Quanto mais profunda for a posição de partida do centro de gravidade tanto maior é a flexão das articulações (tornozelo, joelho, coxo-femural).

Mecanicamente, uma flexão exagerada implica sempre um aumento exagerado do momento de força provocado pela aceleração da gravidade sobre os segmentos perna/coxa/tronco (relação entre os centros articulares e os eixos de rotação), exactamente aqueles momentos parciais que queremos contrariar com a acção muscular agonista, já que há um afastamento dos eixos de rotação representados pelos centros articulares da linha de gravidade o que leva a que os momentos provocados pelo peso nesses segmentos sejam maiores.

É também por isso que em grandes flexões são necessários maiores níveis de força para vencer os momentos de força segmentares, fatigando o músculo sem vantagens, pelo que, não se deve exagerar na referida flexão (impulso de travagem).

Assim, o gesto deve ser tal que o máximo valor de força desenvolvida ocorra durante o impulso de aceleração.

Para além deste inconveniente mecânico deve contar-se também com outro de tipo BIOLÓGICO. Sabe-se que há um valor de extensão (alongamento) do músculo ao qual correspondem os maiores valores de tensão que esse músculo pode desenvolver. Uma grande flexão ou grande extensão muscular implica diminuição da tensão que o músculo pode desenvolver, reduzindo o efeito positivo de um grande percurso em que há aceleração. Por outro lado, a travagem de um movimento prévio em direcção oposta à do movimento final consome uma parte de energia que deve muito rapidamente transformar-se de química em mecânica dentro dos músculos extensores. Se o impulso em sentido negativo é muito grande o volume de energia gasta para a travagem é demasiado grande e os instantes de máximo desenvolvimento de forças correspondem ao impulso de travagem, pelo que, no período imediatamente seguinte (início do período de aceleração) um grande número de fibras musculares estão em período refractário.

Dá a entender que a magnitude do impulso de travagem influi no impulso de aceleração seguinte. Conseguiu-se encontrar uma relação óptima entre o impulso de travagem e o impulso de aceleração.

$$\frac{\text{Impulso de travagem}}{\text{Impulso de aceleração}} = 0.3 \text{ ou } 0.4$$

A relação óptima entre impulso de travagem e o impulso de aceleração é de 0.3 a 0.4, ou seja, o impulso de travagem deverá ser 1/3 do impulso de aceleração. Esta relação foi determinada experimentalmente para impulsões unipedais e bipedais de componente predominante vertical e horizontal.

Experimentalmente verificou-se que quando a relação entre impulso de travagem e impulso de aceleração é favorável [0.3-0.4], a curva de PERCURSO DE ACELERAÇÃO / VELOCIDADE DE SAÍDA mantém-se com tendência ascendente. Assim um aumento de percurso de aceleração corresponde a um aumento da velocidade final de saída.

Quando aqueles valores são desfavoráveis (pouca força inicial ou impulso de travagem demasiado forte), a curva de aceleração velocidade final/percurso de aceleração tem uma inflexão negativa na fase final a partir do valor de percurso óptimo de aceleração.

É fundamental considerar-se também a geometria do percurso de aplicação de força. Isto porque considerando que o aparelho locomotor está fundamentalmente preparado para a realização de acelerações angulares, uma vez que são rotações os movimentos particulares das cadeias cinemáticas, sendo acelerados por momentos de força muscular que permitem alcançar uma elevada velocidade linear na extremidade da cadeia. Estes movimentos de rotação permitem aumentar o percurso da aplicação de força de uma forma significativa (ex: técnicas de lançamento em rotação - Disco, Martelo, Peso).

RESUMO

Numa execução em que se procura obter elevada velocidade final do CM do próprio corpo ou do CM de um corpo externo ao executante (bola, arma, etc.) existe um valor óptimo de percurso de aplicação de força. Este percurso óptimo depende das condições ideais do executante (qualidades físicas) e também da magnitude do impulso de travagem em relação ao impulso de aceleração.

O traçado geométrico do percurso de aplicação da força é critério adicional de eficiência: o percurso deve ser ou rectilíneo ou rotacional uniforme.

PRINCÍPIO DO SOMATÓRIO DOS IMPULSOS PARCIAIS

É uma realidade bem conhecida que num soco, a impulsão dinâmica com os membros inferiores influencia significativamente o impacto, ou seja, não se soca só com as "mãos". Na falta de coordenação cronológica entre as impulsões parcelares membros inferiores - membros superiores não rentabilizam a concretização.

Se imaginarmos um canhão em cima de um carro que o acelera até uma determinada velocidade máxima no instante t , então deve ser aí que a bala é disparada para que se obtenha a maior velocidade final possível do projectil.

As acções de impulsão de todos os grupos musculares ao serviço da aceleração, têm que se concluir ao mesmo tempo. Assim, em termos temporais e numa primeira análise, poderíamos afirmar que o final da acção dos membros superiores no soco deve acontecer no momento em que o centro de gravidade do executante alcança a sua velocidade máxima.

Por outro lado, estudos realizados mostram que os melhores resultados em termos de velocidade de saída vertical de todo o corpo (técnicas de salto, por exemplo) são obtidos quando a acção do tronco e dos membros inferiores termina ao mesmo tempo e com os membros superiores a sofrer uma travagem quando se encontram formando um ângulo recto com o corpo.

Esta posição dos membros superiores justifica-se pelo facto da transferência de energia intersegmentar se fazer em parte através da acção/reacção intersegmentar, ou

seja: a travagem dos membros superiores é realizada por músculos que se inserem nos membros superiores e no tronco, pelo que a acção de sentido descendente que provoca a travagem dos membros superiores tem uma reacção (ascendente) aplicada no tronco que se irá reflectir no incremento de velocidade do CM. Esta acção de travagem dos membros superiores deverá coincidir temporalmente com a finalização da extensão dos membros inferiores e do tronco.

O mesmo fenómeno ocorre no caso da perna de "balanço" quando se trata de uma impulsão unipedal.

A acertada coordenação temporal dos impulsos parciais é uma situação de controlo problemático. Muitas vezes para potenciar uma impulsão vertical, procuramos realizar um forte impulso de braços, uma vez que temos tendência a manter a estrutura rítmica do movimento. A focalização sobre o impulso dos braços leva a que se não complete a extensão das pernas e do tronco o que implica uma séria redução do percurso de aplicação do impulso de pernas e do impulso do tronco. Sendo estes de maior intensidade que o impulso provocado pela acção dos membros superiores, o impulso total acaba por ficar prejudicado. Por esta razão, em termos de coordenação de impulsos nunca se deverá diminuir o impulso ou tempo e/ou percurso de aceleração dos grupos musculares mais determinantes.

Para além de uma boa coordenação temporal deve ter-se em atenção a coordenação espacial dos vários impulsos parciais. A força e a velocidade são parâmetros vectoriais, pelo que o somatório das várias acções de força parciais vão ter o máximo efeito quando todas elas são feitas na mesma direcção e sentido.

Vimos que as particularidades mecânicas do aparelho locomotor levam a limitações em termos das direcções dos movimentos, porque todos os movimentos dos segmentos corporais são sempre movimentos de rotação em torno dos eixos articulares. Claro que os segmentos de extremidade das cadeias cinéticas apresentam elevados graus de liberdade (abertas); no entanto encontramos limites aos percursos em que há aceleração, não atingindo valores máximos em todas as direcções.

RESUMO

Se com a extremidade de uma cadeia cinética se pretende imprimir a um corpo externo uma elevada velocidade ao CM do próprio corpo, todas as velocidades dos vários segmentos corporais envolvidos devem contribuir para se atingir a velocidade máxima no mesmo tempo final de impacto. Para isso, pode ser necessário que as acções de força dos grupos musculares que produzem a aceleração estejam sincronizados de tal forma que os seus impulsos parciais finalizem ao mesmo tempo, tendo o cuidado que essa coordenação temporal não leve a uma redução do percurso e tempo de aplicação de força da massa corporal principal. Para além disso os vectores velocidade dos centros de massa dos vários segmentos corporais devem ter a mesma direcção e sentido no instante em que se atinja o máximo de velocidade. Quando se envolvem movimentos complexos de translação ou rotação do corpo, os segmentos distais têm picos cronologicamente seguintes aos segmentos proximais.

PRINCÍPIO DA ACÇÃO/REACÇÃO

O fundamento deste princípio encontra-se na 3ª lei de Newton ou lei da acção/reacção: para cada acção existe uma reacção do mesmo módulo e de sentido contrário. Esta lei tem como implicação que para se aplicar forças se tenha que estar na presença da interacção de dois corpos. Um efeito bem marcado desta lei prende-se com

a necessidade de existirem vínculos com o envolvimento para que o somatório das forças de um sistema gestual seja diferente de zero, isto é, para que o estado de movimento do sistema se modifique.

No entanto, o executante encontra-se variadas vezes em situações em que pode ser considerado como sistema isolado, ou seja, sem vínculos externos pelo que sobre este não actuam forças externas para além da acção da gravidade.

Nestas condições o executante pode realizar um conjunto de mobilizações intersegmentares sendo o somatório final dessas acções de força nulo, ou seja, elas anulam-se entre si. Em trajectória aérea a rotação do tronco sobre o eixo longitudinal leva a uma rotação dos membros inferiores em sentido contrário, em torno do mesmo eixo.

Um exemplo do aproveitamento deste efeito de acção/reacção de uma forma benéfica à obtenção de um bom nível de execução é o trabalho intersegmentar realizado durante a fase aérea do salto em comprimento. Neste salto é necessário levar as pernas o mais para a frente possível para se conseguir um bom "comprimento do salto". A realização da flexão do tronco à frente leva a uma elevação das pernas implicando que estas contactem o solo mais à frente.

Nas técnicas de salto, como no yoko-tobi-geri, por exemplo, a subida dos membros inferiores acompanhada da descida dos membros superiores, a projecção da perna atacante acompanhada do recuo do braço opositor, são exemplos claros da utilização deste princípio.

Quando se está em contacto com um apoio, as interacções executante envolvimento correspondem a forças activas e reactivas. Neste caso se fizermos a flexão à frente, a tendência das pernas em flectirem é anulada pelo atrito que ocorre nos vínculos; o que pode ocorrer é uma projecção da bacia para trás e eventualmente uma quebra da cadeia cinemática solo - cintura pélvica - cintura escapular - objecto.

Podem-se fazer aproveitamentos destes princípios usando particularidades do aparelho locomotor do executante. O exemplo mais vulgar é o da marcha e corrida em que se observa claramente um movimento de rotação do tronco por reacção à rotação dos membros inferiores em sentido contrário, bem como um movimento contralateral dos braços em relação às pernas, permitindo que os apoios se realizem praticamente sobre o mesmo plano, diminuindo deslocamento laterais e aumentando a amplitude da passada no sentido da corrida (ou seja, o percurso de aplicação de força). Este princípio é utilizado na execução do gyaku-zuki em deslocamento ofensivo.

RESUMO

O aproveitamento da lei de acção/reacção faz-se em função das propriedades mecânicas do aparelho locomotor humano como cadeia cinética com vários graus de liberdade. Em trajectória aérea podem obter-se posturas favoráveis como o caso do yokotobigeri. Em apoio pode conseguir-se aumento do percurso de aplicação de força, aumentar a acção de força e melhorar a precisão das técnicas mediante acções opostas de tronco e membros inferiores.

PRINCÍPIO DA CONSERVAÇÃO DO MOMENTO CINÉTICO

Nos movimentos desportivos de rotação, a questão principal situa-se no aproveitamento eficaz da lei de conservação do momento cinético. Segundo esta lei, o

movimento de rotação fica conservado desde que não actuem forças externas influenciadoras da variação da velocidade angular.

Assim, sem essas forças externas, em dois instantes (1 e 2):

$$Mc_1 = Mc_2 \Leftrightarrow I_1\omega_1 = I_2\omega_2$$

O produto do momento de inércia (I) pela velocidade angular (ω) permanece constante, pelo que se se aumentar, de um instante para o outro, o momento de inércia, ter-se-á que diminuir a velocidade angular como consequência directa de tal acção.

É o que faz o patinador (no gelo) quando, numa pirueta, afasta os braços do eixo de rotação, diminuindo a sua velocidade angular (de rotação). O mesmo acontece aos saltadores para a água. E certamente que o mesmo acontece nas técnicas de rotação complexas como o ura mawashi tobi geri, por exemplo, ou o salto no Kata Unsu (shoto) em que a velocidade de rotação aumenta com a aproximação dos membros e diminui com o seu afastamento (recepção).

Mas, mesmo nas técnicas mais simples, como no mawashi-geri ou mesmo no mae-geri, a aproximação do centro de gravidade do eixo de rotação do segmento, permite a diminuição inicial do momento de inércia e o seu afastamento progressivo vai aumentando a velocidade linear da zona de impacto. No entanto, o afastamento do centro de massa do segmento acarreta sempre a diminuição da velocidade angular, pelo que poderá ocorrer o mais tarde possível.

Para além destes princípios, queremos salientar a possibilidade de se sistematizarem alguns outros princípios. Por exemplo, poderíamos falar em:

PRINCÍPIO DA UTILIZAÇÃO DO EQUILÍBRIO BIPEDAL

Como já nos referimos, evidenciar-se-ia a relação C.M. / Base de Sustentação, salientando a influência da altura do C.G. e da própria massa (mais massa leva a mais dificuldade em modificar o estado cinético, logo em se equilibrar e desequilibrar).

Poderíamos, num nível de inter-relação com o controlo motor falar em, por exemplo:

PRINCÍPIO DA REDUÇÃO DA PARTICIPAÇÃO NEUROMUSCULAR DIFERENCIADA

Trata-se de um problema comum aos desportos de precisão. No início temos uma participação muscular importante (muitas fibras) porque se tem que vencer inércias, porque se tem que aumentar a energia cinética; depois vem a precisão, porque se tem que definir a trajectória final do segmento rumo ao adversário, o que leva à participação de poucos músculos (diminuindo a necessidade de acções de coordenação inter-muscular).

Na verdade, socamos com todo o corpo mas cada vez mais se consolida a questão de que vencemos a inércia inicial com todo o corpo (membros inferiores - tronco - braços) e socamos com o punho.

Fica, pois, em aberto a construção pessoal dos seus princípios.

BIBLIOGRAFIA SUMÁRIA

- ABRANTES, João, GRAÇA, João P., "Biomecânica", in Glossário - Ciclo Básico - Ciências do Comportamento, C. Quebrada - Lisboa, ISEF-UTL, 1985/86, pp. 132-140.
- ABRANTES, João, GRAÇA, João P., Veloso, António (1985-89), Apontamentos das Disciplinas de Biomecânica e Biomecânica das Técnicas Desportivas - Licenciatura em Educação Física, Ramo de Desporto, C. Quebrada - Lisboa, ISEF-UTL [compilação de Abel A. Figueiredo].
- DADE, Jean-Claude (1986), "Éléments de Biomécanique", in: Mémento de l'Éducateur Sportif 2e Degré / Qualités Physiques et Sport, Paris, INSEP, pp. 25-40.
- HAY, James G., REID, J. Gavin, (1982), As Bases Anatômicas e Mecânicas do Movimento Humano, Rio de Janeiro, Prentice-Hall do Brasil, 1985, Tradução de Decio de Souza e Maria Olivia de Souza.
- HOCHMUTH, Gerhard, (1973) Biomechanica de los Movimientos Deportivos, Madrid, I.N.E.F.
- LIMA, Teotónio (1974a), "Técnica Individual", em: Cursos de Treinadores de Basquetebol, Federação Portuguesa de Basquetebol, Lisboa.
- LIMA, Teotónio (1974b), "Análise Técnico-Pedagógica do Lançamento em Suspensão do Basquetebol", em: Cursos de Treinadores de Basquetebol, Federação Portuguesa de Basquetebol, Lisboa.
- LUTTGENS, Kathryn, WELLS, Katharine (1982), "Fundamentos de Biomecânica", em: Kinesiologia - Bases Científicas del Movimiento Humano, 7ª Ed., Madrid, Saunders College Publishing, 2ª parte, pp. 281-692.
- McGINNIS, Peter (2005), Biomechanics of Sport and Exercise, Champaign, Human Kinetics.
- PEREIRA, Celestino Marques (1953), "Portée Pédagogique de l'analyse Anatomique et Mécanique", em: Portée Pédagogique de l'Analyse de l'Exercice Physique, Bruxelas, Tese de Doutoramento - Extrait de la Revue de L'Education Physique (nºs 164-166), 3ª parte, pp. 55-117.
- PLAGENHOEF, S. (1971), Patterns of Human Motion: a Cinematographic Analysis; New Jersey: Prentice Hall, Englewood Cliffs.
- THÉPAUT-MATHIEU, Chantalle; POUSSON, Michel (1986), "Les Facteurs Mécaniques, Déterminants de la Force Maximale", in: Mémento de l'Éducateur Sportif 2e Degré / Qualités Physiques et Sport, Paris, INSEP, pp. 17-24.