

FUNDAMENTOS E ELEMENTOS DE ANÁLISE EM BIOMECÂNICA DO MOVIMENTO HUMANO

João Abrantes

Edição MovLab
www.movlab.ulusofona.pt

Índice

I - FUNDAMENTOS	5
1- Localização conceptual, Conceitos e Terminologia.....	5
1.1 - Objecto de estudo, âmbito e definição de Biomecânica do Comportamento Motor	5
1.2 - Contributos da História da Ciência decisivos para a evolução da noção de leitura mecânica objectivada no Homem e na sua Motricidade	10
1.3 - Conceitos e definições no quadro de uma terminologia própria.....	15
2 - Suportes Conceptuais	18
2.1 - Contributos gerais da Morfologia	18
2.1.1) influência dos factores inerciais	18
2.1.2) localização do centro de gravidade	18
2.1.3) estrangimentos articulares	19
2.1.4) graus de liberdade controlados.....	19
2.1.5) características das cadeias cinemáticas	19
2.2 - Contributos gerais da Cibernética	19
2.2.1) Metodologia geral aplicada	19
2.2.2) Aplicação do conceito de Função de transferência	21
2.2.3) Aplicação do conceito de modelo	23
2.3 - Contributos gerais da Mecânica	24
2.3.1) Análise dimensional	25
2.3.2) Contexto mecânico.....	26
2.3.3) Parâmetros e grandezas: Sistema internacional de unidades (SI)	27
2.3.4) – Grandezas escalares e vectoriais	31
2.4 - Fronteira da Biomecânica com a Mecânica dos corpos rígidos.....	33
2.4.1) Sistemas físicos vs. Sistemas biológicos.....	35
2.4.2) Princípio da analogia e método dos modelos aplicado ao estudo do desempenho motor.....	36
2.4.3) Métodos de dinâmica inversa e de dinâmica directa.....	36
3- Definições preliminares à análise biomecânica	37
3.1 - Análise das fases da tarefa	37
3.2 - Análise dos Elementos Básicos de Execução (<i>EBex's</i>).....	38
3.3 - Análise dos graus de liberdade.....	39
II – REPRESENTAÇÃO DO CORPO HUMANO E CENTRO DE GRAVIDADE »»»»	
ELEMENTOS BIOMECÂNICOS DE DESCRIÇÃO	40
1 - Tipos de corpos mecânicos	40

2 - Representação do Corpo. Digitalização. Coordenadas globais e locais.....	42
Localização de um segmento corporal num referencial global - Determinação do ângulo absoluto.....	45
Localização intersegmentar – Determinação do ângulo relativo.....	46
Localização em relação à posição angular neutral – Determinação do ângulo relativo.....	46
Determinação de ângulos intersegmentares e determinação do centro articular através da aplicação do conceito de produto escalar	47
3- Centro de gravidade do corpo humano	47
3.1 - Localização do c.g. do corpo humano.....	47
3.2 - Método de determinação directa do c.g. da totalidade do corpo –.....	49
3.3 - Método de determinação do c.g. da totalidade do corpo com base nos c.g. dos segmentos do modelo –	50
Tabela de massas relativas e localização dos centros de gravidade de cada segmento.....	51
3.3 1.-.....	52
4 - Eixos de rotação de segmentos anatómicos e do corpo	54
Eixos de rotação internos –.....	54
Eixos de rotação externos –.....	54
Tipos de eixos de rotação externos:.....	55
5 - Cadeias Cinemáticas	55
Cadeia cinemática aberta –	55
Cadeia cinemática fechada –	56
III - ELEMENTOS DE CINEMÁTICA PARA ANÁLISE BIOMECÂNICA.....	58
1 - Caracterização genérica dos Movimentos de translação e de rotação	58
Relações fundamentais entre parâmetros lineares e angulares –.....	59
2 - Determinação das componentes de velocidade e aceleração com base nos valores de posição de um dado ponto do corpo humano –	59
2.1 - Métodos numéricos para representação das posições -	60
2.2 - Determinação das componentes de velocidade com base nos valores de posição do c. g. do corpo humano	62
2.2.1 - Aplicação do método das diferenças finitas centrais	62
2.2.2 - Aplicação do método da diferenciação implícita –	64
2.3 - Determinação das componentes de velocidade angular e de aceleração angular com base nos valores de deslocamento angular de um dado segmento do corpo humano	65
3 - Efeitos conjugados dos movimentos de translação, de rotação e dos dados antropométricos dos segmentos anatómicos.....	68
3.1 - Velocidade tangencial por efeito conjugado da velocidade angular e das medidas do segmento anatómico –	68
A) Caso geral:	68
B) O efeito é 3D e não apenas 2D	69

C) A velocidade tangencial do Centro de massa do segmento é inferior à velocidade da extremidade do mesmo segmento	70
3.2 - Velocidade da extremidade de uma cadeia cinemática por efeito conjugado de dois movimentos de rotação	70
3.3 - Aceleração centrípeta por efeito da alteração da posição angular de um segmento –	71
IV - ELEMENTOS DE DINÂMICA PARA ANÁLISE BIOMECÂNICA	73
1 - Descrição dos elementos de dinâmica de translação e de rotação	73
1.1 - Inércia e Momento de inércia.....	74
1.2 - Momento de Inércia de uma cadeia cinemática	74
Tabela de massas relativas (m_n) e do respetivo momento de inércia no plano sagital [i_{cg}]	75
1.3 - Quantidade de movimento e Momento angular	76
1.4 - Força e Momento de Força.....	76
1.5 – Trabalho e Trabalho Rotacional (Estabilidade articular); Energia e Energia Rotacional.....	78
1.6 – Potência e Potência Rotacional (Potência Articular).....	79
2. – Relações entre o Trabalho Rotacional ou Estabilidade articular e a Potência Articular.....	80
2.1 – Avaliação e Análise da Estabilidade Articular	81
3 - Eficiência como fenómeno de transferência e componentes da Energia Mecânica	82
3.1 - Componentes da Energia mecânica.....	83
4- Dinâmica Linear e Aplicação da Equação Impulso – Quantidade de Movimento	85
4.1 – Leis de Newton	85
4.2 – Equação Impulso e a Variação da Quantidade de Movimento	86
5 - Dedução do conceito de transmissão de força intersegmentar.....	89
5.1 - Força centrípeta por efeito da alteração da posição angular de um segmento	89
5.1.1 - Força centrípeta intersegmentar e influência das estruturas articulares comuns.....	91
5.2- Momento de força provocado pelo efeito da Força tangencial associada ao Centro de massa de um segmento anatómico	92
5.3 - Síntese da influência dos deslocamentos intersegmentares no efeito de transmissão de força intersegmentar.....	93
ANEXOS:	94
Anexo 1-Tabela “2D graphic model based on 21 anatomical points”	94
Anexo 2- How to compute the total body Center of mass and location of a 2D model 14 basic anatomical mechanical segments	95
Anexo 3 - Software de suporte ao cálculo do produto escalar entre 2 vectores	96

I - FUNDAMENTOS

1- Localização conceptual, Conceitos e Terminologia

1.1 - Objecto de estudo, âmbito e definição de Biomecânica do Comportamento Motor

Considerando como quadro de referencia os três grandes subgrupos em que se divide o sistema das ciências – do Homem, Lógico Dedutivas, da Natureza¹ – apenas encontramos as bases para uma definição epistemológica regional e, neste caso, a Biomecânica do Comportamento Motor (ou, simplesmente Biomecânica) encontraria uma classificação na zona de fronteira entre os subgrupos das ciências do Homem e das ciências Lógico Dedutivas. No entanto, tal como existem questões de construção de cada ciência enquadrados numa Epistemologia Disciplinar, também à Biomecânica se colocam questões em tudo semelhantes e que respeitam à definição, por um lado, do seu objecto pela formulação das características de autonomia e, por outro, de desenvolvimento de uma práxis própria².

A Biomecânica, cujo objecto de estudo é a produção motora de seres vivos, constitui-se e tem os respectivos fundamentos conceptuais em conhecimentos da Morfologia, da Cibernética e da Mecânica mas marca uma autonomia em relação às suas fontes biológicas e mecânicas. No desenvolvimento integrado daqueles suportes a Biomecânica constrói um conhecimento próprio, conceptual e operacional. Este conjunto é base para uma práxis própria de desenvolvimento

¹ Referência influenciada pela classificação delimitada por Armando de Castro na sua *Teoria do Conhecimento Científico* (apresentação em pp.14 - 24 do 1º vol. e desenvolvimento no 2º vol.da 1ª Edição da Limiar, 1975).

² Já em 1970 Jean Piaget em, *A situação das Ciências do Homem no Sistema das Ciências* (pp.49 - 89 da Edição Bertrand) alertou que havia, então, razões do atraso experimental que interessavam directamente às Ciências do Homem. A síntese deste alerta refere-se à tendência de intuir e deduzir mas sem um quadro lógico matemático. Este desafio tem sido aceite pelos biomecânicos.

de metodologias adaptadas como área de estudo por excelência dos “biomecânicos”.

A produção motora é um fenómeno subjacente à existência da Vida, mas não é a Vida em si. A Biomecânica não é um ramo da Biologia cujo objecto de estudo, a lógica, estrutural e funcional, ontogénica e filogenética, da Vida, se baseia em sistemas não deterministas e usa metodologias descritivas; não é um ramo da Mecânica newtoniana cujo objecto de estudo, o Movimento dos corpos e das forças externas que os provocaram, se baseia em sistemas deterministas e usa metodologias quantitativas. A produção motora é um fenómeno estudado em sistemas não deterministas e usa metodologias quantitativas baseadas nas características gerais da análise dimensional. Em Biomecânica estudam-se acções das forças externas ao corpo humano conjugadas com as acções das forças inerentes ao sistema locomotor que são decididas e geradas antes e durante a função de transferência controlada pelo sistema de controlo. O agente de controlo é intrínseco ao próprio sistema e é capaz de, caso a caso, analisar e definir as condições iniciais do sistema geral e conduzi-lo, muitas vezes de modo original, às condições finais que correspondam ao objectivo de relação mecânica com o exterior. No entanto, este processo tem as típicas características de um sistema biológico, porque não é determinista e de um sistema mecânico que se autocontrola, porque depende da capacidade de manutenção da regulação de estabilidade intersegmentar durante a integração de um conjunto de variáveis concorrentes para um objectivo. O determinismo não deve ser confundido com a simples causalidade que estabelece também uma ligação entre dois acontecimentos, o primeiro ocasionando o segundo, sem que todavia essa relação seja apresentada como necessária, porque a mesma causa poderia produzir um outro efeito.

Por outro lado, a procura de níveis de controlo muito afinado, isto é, a procura da precisão absoluta esbarra com limites, não os limites provocados pelo consumo energético mas com os limites provocados pela natureza do próprio sistema. Por outro lado, não é verdade que diminui a necessidade da acção do

sistema de controlo à medida que a precisão aumenta. À medida que a precisão aumenta os níveis de incerteza tendem a aumentar porque há mais possibilidade das variáveis de controlo serem incompatíveis. O ajuste para cada variável a controlar torna-se muito fino, isto é, dentro de limites muito estreitos, logo, o conjunto de ajustes tornam-se muitas vezes desorganizados e em desacordo com o objectivo em vez do desejado máximo de organização³. Portanto, há apenas ilhas de determinismo, isto é, ajustando cada variável para limites relativamente estreitos mas confortáveis, a respectiva integração num conjunto provocará, com uma dose razoável de probabilidade, um resultado fiável e considerado válido. Quanto mais precisa e ajustada cada uma das variáveis de acordo com uma organização ideal, maior o grau de concretização do objectivo, mas com muitas hipóteses de falhar esse máximo resultado. Quanto mais largo o ajuste de cada variável mais certa a concretização do objectivo mas nunca com elevado grau de precisão. Estas ilhas de determinismo são os padrões ou objectos de observação e os modelos desenvolvidos os objectos de operacionalização.

Referenciam-se, simultaneamente, duas realidades do processo biomecânico. Um relativo ao executante e outro relativo ao observador. No processo biomecânico relativo ao executante, este avalia as condições iniciais escolhe e decide a melhor função para concretizar as condições finais desejadas. A função de acção é escolhida pelo próprio sistema, de acordo com ele mesmo e do modo como pode e quer ser encaminhado das condições iniciais para as condições finais e a própria função pode ser alterada durante a própria acção, se não forem consideradas as acções balísticas. No processo relativo ao observador, a execução é estudada na relação hipotético dedutiva a que corresponde um modelo numérico. O modelo é o meio de tentar traduzir os limites deterministas em que se encontra a associação do conjunto de variáveis estudadas, ou se deveriam encontrar, e traduz a organização geral do sistema biomecânico para cada caso em estudo.

³ Esta temática é desenvolvida por Lyotard em *A ciência pós-moderna como pesquisa de instabilidades* (pp.105 - 116 de *A condição pós Moderna*, da Edição da Gradiva).

A Biomecânica pode, portanto, definir a respectiva matriz disciplinar⁴. Matriz porque é composta por um conjunto organizado de elementos fruto de informações de várias fontes – da Morfologia, da Cibernética e da Mecânica – cada uma as quais necessitando de especificações próprias e cada vez mais precisas. Disciplinar porque se refere a um acto de posse do mesmo objecto de estudo e de produtos metodológicos semelhantes. Uma matriz disciplinar que usa, generalizações simbólicas, que funcionam como leis e têm um quadro de referencias espaciais e temporais; sistemas de modelos, que são representativos dos objectos de observação, valores, que são usados de modo comum pelos diferentes membros da comunidade e são reconhecidos pela sua adequação e por transmitirem previsões quantitativas da realidade estudada.

A Biomecânica enquadra-se no grupo estrito das Ciências da Motricidade mas nunca podemos perder de vista a característica, determinante, de que é igualmente um meio apto a fornecer poderosos instrumento de observação e análise quando as respectivas metodologias são adaptadas a realidades bem referenciadas pelo respectivo enquadramento social e de interface com outros conhecimentos científicos. Sejam exemplos, o Desporto, a Indústria ou a Saúde. Em muitos casos, portanto, o conhecimento biomecânico é um potente meio complementar de diagnóstico.

O conhecimento biomecânico é autónomo porque tem objecto de estudo próprio e desenvolve metodologias próprias mas complexo porque quer o objecto de estudo quer as metodologias não existem sem a interface entre os vários campos de conhecimentos próprios e destes com as características do sistema a ser estudado. O facto de se reconhecer um sistema biomecânico em todos os seres vivos – que produz um resultado físico consequência do controlo e adaptação mecânica ao meio envolvente - e o facto de desenvolver metodologias de análise específicas, não implica uma total independência do conhecimento biomecânico

⁴ De acordo com a terminologia de Thomas Kuhn (p.182 da 3ª edição de *The Structure of Scientific Revolutions*, Ed. the University Chicago Press)

da realidade a que serve. Nesta autonomia de conhecimentos e nesta complexidade de acções pode encontrar-se a fronteira entre uma Biomecânica e uma Intervenção Biomecânica, ou, entre uma Biomecânica, geral, e uma Biomecânica de, um designado fenómeno.

Em síntese, a multiplicidade de respostas motoras dadas pelo Homem através do seu sistema locomotor está relacionada com factores próprios desse sistema, pelo modo como tem capacidade de o controlar no seu relacionamento com o meio exterior, pelas transformações energéticas processadas. O caso particular do estudo da Motricidade Humana implica que sejam os seus aspectos visíveis, observados e registados, a fonte de dados para encontrar justificações de suporte ao comportamento motor. A função de relação com meio exterior é concretizada, essencialmente, pela função mecânica de um sistema, o sistema biomecânico, que se integra num sistema mais geral que se autocontrola. Define-se, assim, uma produção motora que se constitui como objecto de estudo. Portanto, o **objecto de estudo da Biomecânica do comportamento motor é a produção não determinista do sistema locomotor resultante das solicitações mecânicas exteriores e das respostas biológicas organizadas sob o ponto de vista cinemático e dinâmico**. Esta produção motora é a consequência mecânica do processo de funcionamento e controlo do sistema biomecânico. Consequência ou produto que é parte integrante do comportamento geral do sistema biológico e em particular uma consequência dos processos próprios do executante em observação: seja nos aspectos visíveis ou nos aspectos deduzidos; seja no corpo desse executante ou nos efeitos provocados no exterior.

A Biomecânica não estuda como se controla, mas qual o resultado do que foi controlado e quais as respectivas causas e consequências de movimento e força que são processados no corpo e no exterior. A Biomecânica, mesmo quando se dedica ao estudo dos factores mecânicos do sistema locomotor enquanto controlado, não trata dos processos de controlo mas dos resultados desses processos de controlo, portanto, dos elementos

mecânicos e biomecânicos controlados. Os produtos visíveis são acessíveis através do movimento, a cinemática da execução, enquanto que os produtos não visíveis são acessíveis através dos efeitos de força, a dinâmica da execução.

Considerando uma definição: **a Biomecânica é o estudo dos movimentos e das forças que são consequência das relações mecânicas estabelecidas e controladas pelo executante, quer com o seu próprio corpo, quer dessas relações mecânicas com o meio físico exterior.**

1.2 - Contributos da História da Ciência decisivos para a evolução da noção de leitura mecânica objectivada no Homem e na sua Motricidade

A Biomecânica não é resultado de um corte epistemológico bem localizado num autor ou numa época. Estamos perante uma matriz disciplinar que se constroi a partir de divisões e recompilações de especialidades já maduras⁵. A matriz disciplinar Biomecânica resulta de um conjunto de valores de acordo com o que, para cada época, era aceite como tal. Historicamente podem ser delimitadas várias etapas que de algum modo influenciaram a construção de um conhecimento que veio a ser próprio e, portanto, delineamos os grandes paradigmas que concorreram para o efeito: O anatomismo, a iatromecânica, o determinismo mecanicista, o biologismo, a cibernética e a tecnologia.

Para Aristóteles a própria Natureza é em si a fonte e a causa do movimento e do repouso que lhe é inerente de uma forma primária e essencial⁶. Estes conceitos em associação com a Estática de Arquimedes e a Transferência de Conhecimentos de Leonardo da Vinci⁷ contribuíram para o aparecimento de

⁵ Para disciplinas deste tipo, em que a Bioquímica é o exemplo por excelência definido por Thomas Kuhn (p.15 da 3ª edição de *The Structure of Scientific Revolutions*, Ed. the Univerity Chicago Press)

⁶ Afirmção aristotélica: *para que a velocidade seja constante tem o móvel de estar submetido a uma força constante. Apud* Fernando Mouro em *Sobre a Física de Aristóteles* (p. 58 de *Em Pensar a Ciência*, ed. Gradiva,1988)

⁷ Em *Planos para um Livro de Mecânica Teórica*, da Vinci, organiza a sequência das linhas gerais nos seguintes termos: peso(gravitação); suporte (estática); fricção; movimento (cinética); percussão (pp. 56 – 85 de *The Notebook of Leonardo da Vinci*, Oxford University Press,1980).

uma escola Iatromecânica. Esta doutrina fez escola antes e depois de Newton e tinha como objectivo explicar os fenómenos vitais por princípios físicos e matemáticos conhecidos. Na Iatromecânica o Homem é uma máquina física com alma imaterial. Para os Iatromecânicos pré-newtonianos o paradoxo de Zenão continuava sem solução mas para os pós newtonianos finalmente estava o resolvido o paradoxo. Em ambos os casos o Homem não se autocontrola porque o cognitivo é uma actividade fechada em si e dependente de uma vontade exterior. Com repercussão relativa à nossa área citamos Santorio Santorio (*De Statica Medicina*, 1614) e Giovanni Alfonso Borelli (*De motu animalium*, 1676) e os trabalhos de Galileu Galilei⁸.

No ano da morte de Galileu (1642) nasce Isaac Newton que vem a criar o primeiro sistema fechado de causalidade. Para formular matematicamente o seu sistema, Newton teve de criar o *método das fluxões* (o cálculo de derivadas) e o *método inverso de fluxões* (cálculo de integrais). Os seus conceitos foram desenvolvidos entre 1665 e 1666 mas só foram publicados, depois da insistência de Edmund Halley, em 1687 (*Philosophiae Naturalis Principia Mathematica*). Resultado ou não da correspondência que trocava com Newton, Gottfried Leibniz em 1684 também publica um método para o cálculo de derivadas num artigo das *Acta Eruditorum* de que era editor. Apesar da polémica da época os dois métodos são formalmente diferentes. A explicação com fundamentos geométricos de Leibniz é ainda hoje o mais usado nas classes de cálculo assim como a correspondente notação [dx/dy], ao passo que Newton adopta uma explicação em termos matemáticos de movimento físico e a sua notação é principalmente usada nas classes de física [\dot{r} , com $r = f(t)$]⁹.

O legado de Newton é, talvez, o maior passo intelectual dado por um Homem. Com Newton, a realidade física deixa de ser atomista para passar a ser puramente mecânica. Às leis do movimento de Galileu são associadas as leis da

⁸ *The Mechanical Philosophy and the Study of Life* (p. 114 e seguintes da edição de 1991 de *Science and the Enlightenment*, de Henry Guerlac e Pearce Williams, Ed. Cambridge)

⁹ *Motion and Change* (pp.74 - 103 de *Mathematics – The Science of Patterns*, de Keith Devlin,. Ed. Freeman and Company, New York,1994).

inércia e da queda livre de uma massa num campo gravítico. Para o respectivo formalismo matemático Newton cria os dois métodos referidos. O cálculo diferencial passou a descrever e analisar o movimento e as suas alterações. A análise efectuada baseia-se numa colecção de técnicas que manipulam e transformam equações noutras equações, referentes ao mesmo fenómeno mas de grau de interpretação diferentes. A cada grau corresponde uma equação que por sua vez corresponde, por exemplo, a um padrão de um determinado deslocamento. A partir do padrão de deslocamento obtemos um padrão de velocidade e outro de aceleração. O acto motor pode passar a ser estudado não como uma coisa mas como uma fonte de informações própria para a construção de um modelo. Descartes tinha dado nexos às verdades e Newton atribuía-lhes uma causa e previa-lhes o futuro. Estava fundamentado o determinismo mecanicista.

No século seguinte inicia-se a separação dos conhecimentos físicos e dos conhecimentos biológicos. O autor médico mais influente do século XVIII foi Hermann Boerhave que ensinou na Universidade de Leiden pelo menos entre 1714 e 1738. Apesar da influência iatromecânica manteve uma posição de que as teorias médicas deviam ser elaboradas de forma indutiva a partir da observação em vez de serem produzidas a partir dos pressupostos teóricos de qualquer sistema. Os seus discípulos assumiram a continuidade e ficou delimitado um percurso de desenvolvimento de teorias próprias à lógica de desenvolvimento da Vida. Estava fundamentado o papel do conhecimento microscópico dos componentes da Vida mas com uma atitude diferente do atomismo aristotélico porque cada elemento passa a ter uma função a desempenhar no conjunto¹⁰.

A tecnologia desenvolvida no século XIX complementa, ou motiva, um novo tipo de interesse pelo Movimento humano baseado na quantificação dos movimentos e no rigor científico. Os trabalhos de Etienne-Jules Marey, nomeadamente na

¹⁰ *Experimental Physiology* (p. 119 e seguintes da edição de 1991 de *Science and the Enlightenment*, de Henry Guerlac e Pearce Williams, Ed. Cambridge)

década de oitenta, são os mais significativos, quer pelo desenvolvimento da cronofotografia aplicada, quer por inventar uma análise pneumática da dinâmica do apoio da marcha. Foi o primeiro a combinar e sincronizar medidas cinemáticas e de força. Os trabalhos de fotografia desenvolvidos por Eadweard Muybridge em 1884-85 baseavam-se na utilização de um número de câmaras de fotografar (12 a 24) que actuavam sequencialmente, mas em planos diferentes, e de modo a que o executante ficasse enquadrado por referências espaciais. Em 1891 Wilhelm Braune e Otto Fisher desenvolveram a primeira análise tridimensional do ciclo da marcha incluindo o estudo do centro de gravidade e os momentos de inércia¹¹ Estava iniciada a época da Microscopia do Movimento. Não só se renovou o interesse pela descrição do Movimento como passou a ser objectivo da tecnologia a obtenção de cada vez mais frequência de amostragem como meio de obter cada vez mais pequenas parcelas do deslocamento e das forças.

Norbert Wiener em 1948 publicou pela primeira vez a designação de Cibernética¹². A regulação e comunicação sempre existiram e são próprios da Vida, no entanto, só a partir dos trabalhos de Wiener se passaram a introduzir estes conceitos na conceptualização e do estudo do Movimento humano. Nikolaj Bernstein também trabalhou no desenvolvimento de uma corrente tecnológica concorrente para a Microscopia do Movimento até ao ano de 1948. No entanto, o seu contributo foi decisivo para a criação de um conhecimento autónomo associado à noção de Cibernética que designou de Biocibernética. Talvez o uso do termo Biomecânica tenha ficado adiado por razões estratégicas já que, os exercícios ditos biomecânicos eram usados por um seu contemporâneo e

¹¹ *The Gait Century* (pp.26 - 35 de *Biomechanics of Musculo-Skeletal System*, Ed. de 1994 Benno Nigg e Walter Herzog, J. Wiley & Sons). *Marey and Muybridg: How Modern Biolocotion Analysis Started* de Bouisset (pp. 51 – 70) e *The Human gait by Braune and Fisher* de Maquet (pp.115 - 126) em de de *Biolocotion: A Century of Research Using Moving Pictures*, 1992, Ed. Aurelio Cappozzo. Promograph, Roma).

¹² Norbert Wiener: “não existia uma palavra para designar este complexo de ideias, vi-me na obrigação de inventar uma.”, (p.15 de *Cybernetique et Société – L’Usage Humain des Êtres Humains*, 1962, Ed. Deux Rives, tradução francesa de *Cybernetics and Society* de 1954). Wiener coloca a atitude e as aplicações cibernéticas como conseqüências lógicas das duas revoluções industriais (pp. 169 - 203).

conterrâneo, o director de teatro Vsevolod Meyerhold¹³. No entanto, os seus estudos sobre a coordenação e regulação dos movimentos, divulgados a partir dos anos sessenta em língua inglesa, explicitaram o movimento como um todo no qual, as informações mecânicas provenientes dos deslocamentos, das acelerações do corpo e da percepção de força externa constituem elementos de um sistema geral¹⁴. Os seus trabalhos foram continuados, neste campo, entre outros, por D. Donskoy que desenvolve a noção de motricidade como produto do que designa, sistema de gestos¹⁵.

Por outro lado e simultaneamente D. Broer (1960) desenvolve o conceito de eficiência (*Efficiency of Human Movement*) relacionando-a com a percentagem de produção força máxima necessária para realizar uma proposta específica (um objectivo). Em Broer os conceitos de eficiência e de padrão estão associados a todas as actividades e não a uma técnica em particular. Na década seguinte, os trabalhos de R. Wickstrom (*Fundamental motor patterns*), especificam a relação entre a eficiência da produção de força com o efeito da força e simultaneamente com diversos estados do desenvolvimento motor. Estes princípios metodológicos de análise capacitam o observador para, através do conhecimento das características próprias ao desenvolvimento do executante, estipular um estudo da eficiência e de padrão motor. Está definido um caminho para que o Comportamento humano seja estudado nos seus aspectos observáveis e deduzidos não como um valor absoluto mas de acordo com critérios relativos de eficiência de um padrão motor sistematicamente controlado e adaptado ao objectivo. Os trabalhos de David Winter demonstram (1990,

¹³ Vsevolod Meyerhold (1874-1940) foi um activo director de teatro russo que criou o seu próprio método de dirigir a partir de 1905. A sua influência chegou à *Commedia dell'arte* e à Ópera de Pequim e o seu sucesso só foi interrompido por razões políticas que culminaram na sua execução. No seu método os actores eram rigorosamente treinados por um sistema de exercícios físicos e mentais designados de biomecânicos. A biomecânica dava aos artistas um sentido de controlo emocional e corporal que nunca tinham sido vistos no teatro moderno e a precisão construtiva de movimentos dos actores de Meyerhold fizeram sucesso. (*Microsoft® Encarta® 99 Encyclopedia*).

¹⁴ *The Co-ordinatin and regulation of Movements*, 1967, Ed. Pergamon Press, Oxford. Bernstein: *The Microscopy of Movement* (p.137 - 174 de *Bioloocomotion: A Century of Research Using Moving Pictures*, 1992, Ed. Aurelio Cappozzo. Promograph, Roma).

¹⁵ *Les Lois du Movement Sportif – Essais sur la Théorie de la Structure des Gestes*, Ed. INS, Paris

Biomechanics and Motor Control of Human Movement; 1995, *Anatomy, Biomechanics and Control of Balance During Standing and Walking*);).

1.3 - Conceitos e definições no quadro de uma terminologia própria

A localização conceptual da Biomecânica aqui abordada, necessariamente de modo abreviado implica, no entanto, que se defina alguma terminologia. Alguns conceitos terminológicos serão usados nesta publicação de acordo com as seguintes definições¹⁶:

Objecto de estudo - Matérias ou conteúdos próprios que são estudados e que são conducentes à criação de um conhecimento específico (no nosso caso, “a produção não determinista do sistema locomotor resultante das solicitações mecânicas exteriores e das respostas biológicas organizadas sob o ponto de vista cinemático e dinâmico” gera conteúdos e conhecimentos “biomecânicos”).

Âmbito de estudo - Localização especializada do conhecimento biomecânico (no nosso caso, a aplicação geral do conhecimento biomecânico é transferido para áreas específicas da “produção motora”, exemplos: motricidade em geral, uma técnica desportiva, padrão de caminhar, etc.).

Estrutura biomecânica - Conjunto de elementos biomecânicos presentes na produção motora em geral. Cada elemento biomecânico é estudado de modo independente (são exemplos, impulso biomecânico, transferência de energia intersegmentar, etc.).

Sistema biomecânico - Resultado da integração de um conjunto de elementos biomecânicos organizados e orientados para um determinado objectivo mecânico concretizado pela produção motora. Estuda-se a interacção de uns elementos em relação aos outros e a relação do seu conjunto com o produto final (ou, resultado).

Comportamento - Manifestação temporal da organização do sistema biomecânico (integração dos elementos cognitivos, operativos e afectivos, de

¹⁶ A linguagem comum usa algumas terminologias que “chocam” com os conceitos definidos. Exemplos: “Espaço de tempo” em vez de “Intervalo de tempo” (cujo símbolo é Δt). “Momento” em vez de “Instante” ou, $\Delta t \rightarrow 0$.

acordo com o estado de desenvolvimento em que se encontra o executante). Designa-se “comportamento de um elemento biomecânico” quando é estudado esse elemento isolado do sistema em que está integrado e se determina o seu “andamento” durante um determinado intervalo de tempo.

Padrão (motor) - Representação do comportamento do sistema biomecânico quando entendido como entidade independente do objectivo do executante e das condições externas. Graficamente representa-se por um intervalo representado, numa dada população, entre a “média + desvio padrão” e a “média - desvio padrão”. Numericamente representa-se pelo Coeficiente de Variação [CV] determinado a partir dos mesmos valores.

Objectivo (motor) - Previsão cinemática e dinâmica. Para o executante o objectivo é a referência de orientação que regula o conjunto de forças internas e externas. A previsão cinemática e dinâmica é objectivada : 1) numa zona do corpo; 2) no trajecto que essa zona do corpo deve realizar; 3) nas características vectoriais que a velocidade dessa zona do corpo tem no final do trajecto.

Tarefa (motora) – Previsão cinemática e dinâmica da integração da noção de padrão dependente de um objectivo bem definido, das características do executante e das condições externas. Pode dizer-se que a tarefa é um padrão adaptado a um objectivo.

Movimento - Suporte cinemático do comportamento, isto é, o modo objectivo como o executante desloca os segmentos uns em relação aos outros e todos em relação ao apoio. O movimento do corpo humano é o único aspecto visível do comportamento. Por ser o único aspecto visível do comportamento é muitas vezes interpretado como o próprio comportamento.

Execução - Suporte dinâmico do comportamento, isto é, o modo objectivo como o executante, durante uma tarefa, produz o controlo sobre os factores inerciais e que resulta num conjunto de, quantidades de movimento, forças momentos angulares e momentos de força.

Resultado - Grau de concretização do objectivo de acordo com as variáveis mecânicas desejadas (ou previstas). O resultado é objectivado através de um de três tipos de medida: em termos absolutos (através do resultado medido em

metros ou segundos); em termos dicotômicos (o executante faz / não faz); em termos relativos (a forma do movimento é comparada com um padrão).

Desempenho (motor) - Grau de estabilidade do controlo sobre os periféricos (segmentos anatómicos).

Descrição – Listagem dos elementos básicos de execução (respectiva distribuição espacial e temporal);

Análise – Divisão do todo em elementos básicos de execução e estabelecimento das relações físicas e matemáticas entre pares ou conjuntos desses elementos. Os resultados estabelecidos podem determinar o grau de relação entre variáveis independentes e variáveis dependentes. As variáveis independentes são aquelas que se espera terem efeito nas variáveis dependentes. Exemplo: a velocidade de execução (independente) tem efeito no comportamento da Potência articular (a qual por sua vez depende da associação dos comportamentos do Momento de força e da velocidade angular registados na articulação em estudo)

Avaliação – Operação de comparação dos dados (dos elementos e dos comportamentos) obtidos com valores pré estabelecidos e quantificação do valor do erro. A avaliação é uma “comparação” entre o valor registado e o valor tido como padrão. Exemplo: o comprimento da passada. No entanto o padrão do comprimento escolhido está dependente de variáveis independentes como sejam, a idade, o objectivo da tarefa, ou simplesmente o consumo energético minimalista para determinado executante (consumo determinado por uma velocidade do centro de massa que apesar de ser monitorizada experimentalmente não é controlada por indicações externas de modo a prevenir distúrbios na cadência natural).

Diagnóstico - Determinação dos elementos e dos comportamentos que são a causa do resultado medido. Exemplo: a potência articular pode é afectada em algum grau pela sinergia temporal das acções musculares predominantemente excêntricas ou concêntricas.

2 - Suportes Conceptuais

No estado actual de desenvolvimento a Biomecânica não “vive” sem o contributo de conhecimentos e aplicações tecnológicas adaptadas, sejam elas na área da electrónica, da computação, da óptica, da metrologia. No entanto, os suportes conceptuais referidos respeitam aos respectivos fundamentos e localização epistemológica e não às ajudas tecnológicas tão importantes para desenvolvimento. De facto, hoje em dia, a Biomecânica constitui-se como uma disciplina laboratorial por excelência mas essa indispensável contribuição tecnológica não deve esquecer os suportes que lhe dão razão de existência.

2.1 - Contributos gerais da Morfologia

Conhecimentos sobre factores próprios da morfologia anatómica e mecânica do corpo humano, isto é, conhecimento dos elementos antropométricos, dos constrangimentos mecânicos impostos pelas articulações e constrangimentos impostos pelo tipo de corpo mecânico a que se associa o sistema biomecânico:

2.1.1) influência dos factores inerciais

Os factores inerciais correspondem aos dados morfológicos que influenciam a alteração de velocidade de um segmento anatómico ou da totalidade do corpo. São factores inerciais, para cada segmento, a massa desse segmento para as deslocações lineares e o momento de inércia desse segmento para as deslocações angulares. A resistência inercial de um conjunto de segmentos é identificada pela massa do conjunto para as deslocações lineares e pela conveniente soma dos momentos inerciais parciais;

2.1.2) localização do centro de gravidade

O centro de gravidade é o ponto imaginário em que se concentra a massa de um segmento ou a massa da totalidade do corpo. A localização do centro de gravidade é determinante para os cálculos de deslocação de cada segmento ou da totalidade do corpo.

2.1.3) constrangimentos articulares

A mecânica das articulações definida pela respectiva morfologia e composição anatómica, impõe constrangimentos específicos aos deslocamentos angulares entre dois segmentos anatómicos adjacentes;

2.1.4) graus de liberdade controlados

Cada segmento anatómico tem um número de graus de liberdade correspondente ao número eixos de rotação que esse segmento potencialmente pode usar. A cada grau de liberdade corresponde uma amplitude de deslocamento angular que depende dos constrangimentos articulares. A conveniente combinação dos graus de liberdade de um conjunto de segmentos anatómicos pode provocar deslocamentos lineares em segmentos adjacentes ou/e no centro de gravidade do corpo.

2.1.5) características das cadeias cinemáticas

Cada cadeia cinemática é um conjunto de segmentos anatómicos, associados por articulações, que participam de um modo comum e coerente para uma acção mecânica independente das acções mecânicas dos outros segmentos do corpo. O número, o tipo de cadeias cinemáticas e o número de graus de liberdade a controlar estão relacionados com a complexidade mecânica envolvida.

2.2 - Contributos gerais da Cibernetica

Conhecimentos sobre a relação do comportamento com o respectivo objectivo através dos factores com significado para o controlo que o executante pode exercer sobre o respectivo desempenho. Por um lado, o autocontrolo do executante sobre o conjunto de forças internas, por outro, o significado (*a semântica*) do resultado obtido na relação de transferência que se verifica entre a energia consumida e o trabalho exteriorizado.

2.2.1) Metodologia geral aplicada

O controlo que o sistema nervoso central exerce sobre o *sistema biomecânico* é crucial para a manutenção de níveis de estabilidade do produto motor dentro dos limites desejados e com fiabilidade para respeitar o objectivo da tarefa. A

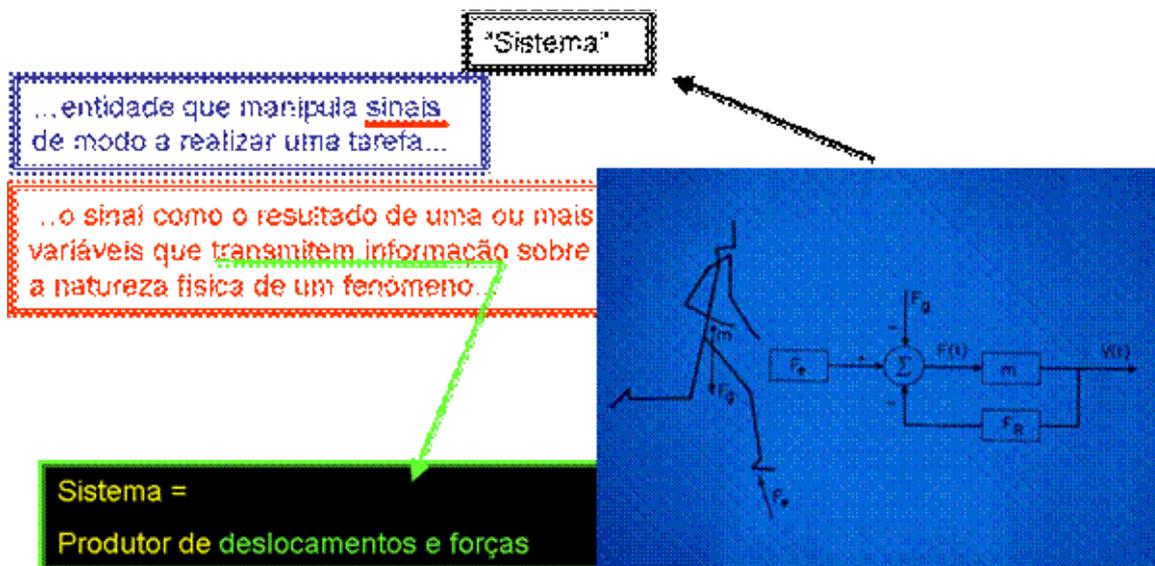
constante relação estabelecida entre a frequência de excitação neuromotora e o objectivo da tarefa definido pelo executante é um caso típico de retroactividade negativa de um sistema que se autoregula e demonstrativo da capacidade dos níveis de estabilidade do controlo. Por um lado, o executante nas condições iniciais processa toda a informação correspondente ao *input* do sistema biomecânico. Por outro lado, e simultaneamente, o executante tem no objectivo da tarefa uma previsão das condições finais do sistema biomecânico. Então, o executante provoca as transformações biomecânicas necessárias para ter o resultado desejado. Estas transformações podem ser conhecidas através de um conjunto de operações reunidas e traduzidas por uma função numérica (matemática) que traduz o “andamento” de determinado ponto do corpo, isto é, o ponto do corpo definido simultaneamente sob os aspectos morfológico e vectorial: Morfológico, porque é uma parte anatómica ou um centro de gravidade cujo trajecto é determinante para concretizar o objectivo da tarefa (ex.: mão, centro de gravidade, etc.).

Vectorial, porque as características do vector velocidade que estão associadas são determinantes para concretizar o objectivo da tarefa.

A estabilidade conseguida pelo *sistema de controlo* sobre o *sistema biomecânico* é uma característica particularmente necessária à obtenção de satisfatórios resultados. Mas, a natureza não determinista das interacções entre os dois sistemas tornam aquela estabilidade difícil de obter. Retroacções negativas são necessárias para conseguir essa estabilidade embora a sua presença não seja uma condição suficiente para obter o resultado desejado.

Uma vez que se deseja uma aproximação quantitativa da execução que conduz ao resultado, a Biomecânica usa o método cibernético. Para cada fracção (ou, fase) da tarefa motora a que se possa aplicar o conceito de função de transferência, o **método cibernético** utiliza o **princípio da analogia** para substituir a situação real por um referencial teórico: **o modelo**. Em Biomecânica as relações funcionais são descritas em termos físico-matemáticos (equações que traduzem *funções de transferência*). Com base em várias condições iniciais

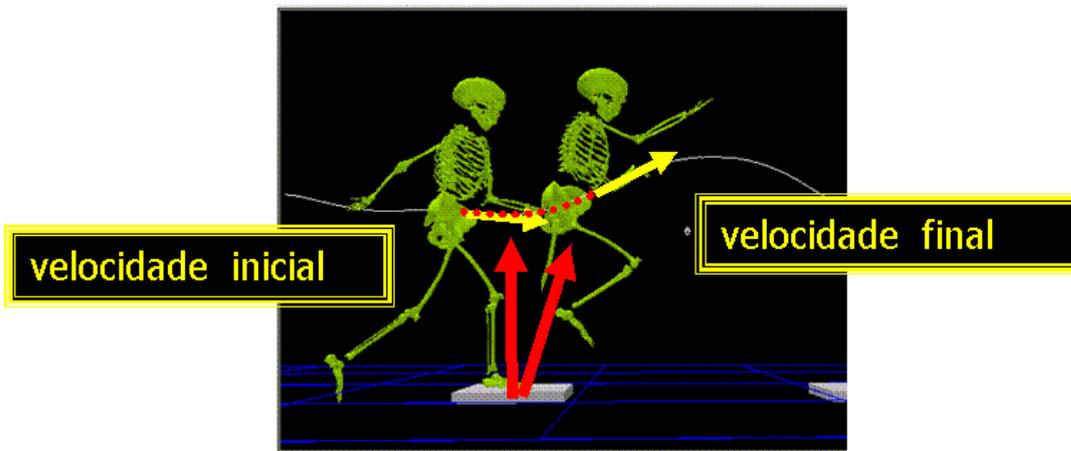
possíveis e nas respectivas condições finais estuda-se a equação que melhor se ajusta ao comportamento do sistema biomecânico. Por exemplo: Constitui-se como modelo uma "função" representada por uma equação físico-matemática que represente o comportamento ("andamento durante um intervalo de tempo") da velocidade (v) do centro de massa de um valor inicial para um valor final



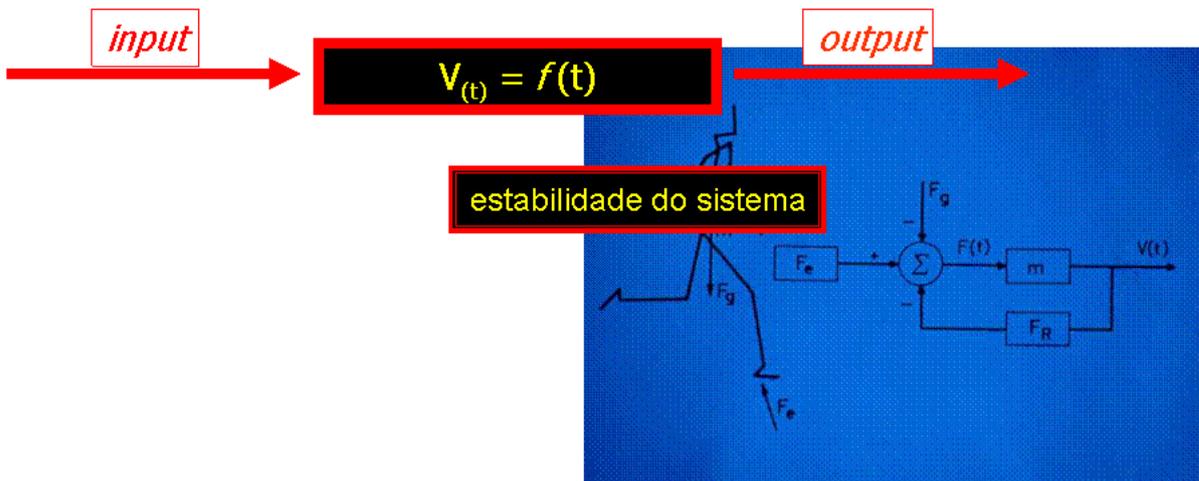
2.2.2) Aplicação do conceito de Função de transferência

A **função de transferência** é o conjunto de processos biomecânicos associados ("traduzidos") a uma única função matemática. Estes processos são a fonte de informação mais importante para o autocontrolo que o executante realiza durante a execução. Durante cada função de transferência o executante tem/não tem oportunidade de reorganizar os processos biomecânicos. Tem capacidade de os reorganizar se as deslocações forem suficientemente lentas ou se o executante estiver capacitado para o fazer devido a acções de "treino" específico para o efeito. A função matemática (expressão dos processos) traduz o comportamento de um único ponto do corpo.. (Estas posições do corpo dizem respeito a uma tarefa ou a uma fase de uma tarefa. Portanto, a cada função de transferência corresponde uma fase da tarefa) Os processos biomecânicos são desenvolvidos de acordo com o objectivo da tarefa e são condicionados pelos dados morfológicos, pelas

forças internas e pelas forças externas. Por exemplo no desenho abaixo: Para as condições iniciais está associado ao centro de gravidade do corpo um determinado vector velocidade o qual tem características diferentes nas condições finais. A função de transferência corresponde ao conjunto de acções do executante de modo a alterar as características do vector velocidade desde as condições iniciais até às condições finais.



função de transferência:
conjunto de processos associados a função que proporciona estabilidade



2.2.3) Aplicação do conceito de modelo

O **modelo** é o tradutor das relações funcionais dos elementos ou, tradutor do comportamento de um ou de vários elementos biomecânicos através de um conjunto de equações físicas.

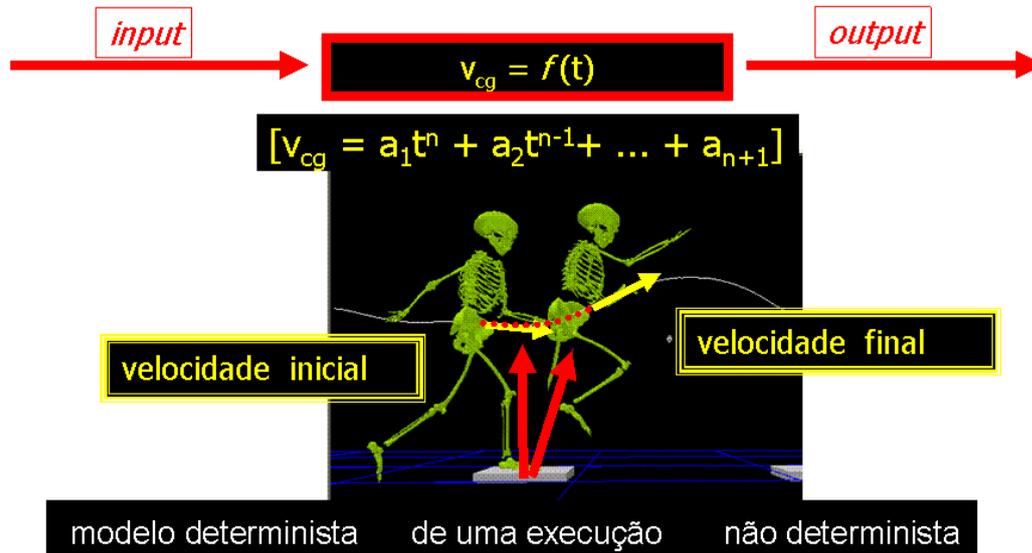
Cada modelo é um instrumento tradutor da "caixa preta" que relaciona o estado inicial do sistema e o seu estado final e constitui, em essência, uma teoria hipotética-dedutiva. Noutros termos, representa um conjunto de proposições ou axiomas, a partir dos quais se deduz um conjunto de consequências. É uma tradução lógica do funcionamento do sistema, não é uma reprodução ou uma cópia do mecanismo causador do comportamento.

O modelo é um instrumento independente do sistema real mas consistente internamente com as leis físicas que o regem. Um modelo eficaz deve conter uma componente qualitativa, para interpretação (gráfico, por exemplo), e uma componente quantitativa (análise numérica) para localização espacial e temporal dos acontecimentos que representa. As equações obtidas permitem, através da informação unívoca que fornecem, a respectiva validação quer sob ponto de vista lógico (teórico) como sob o ponto de vista experimental (tecnológico).

Os modelos biomecânicos necessitam de uma minimização dos erros de medição provocados, quer pela fase metodológica de digitalização, quer pelos algoritmos usados. Com base numa metodologia experimental adequada será desenvolvido um modelo numérico baseado em técnicas de optimização para filtragem e correcção das medições experimentais e com a modelação biomecânica através de metodologia de corpos múltiplos.

metodologia geral da Cibernética aplicada à Biomecânica:

... a situação real é substituída por um referencial teórico ...
o *modelo* de cada função de transferência.



2.3 - Contributos gerais da Mecânica

Conhecimentos sobre os factores mecânicos que são controlados, factores que são estudados através das leis que são independentes do sistema vivo mas são determinantes para a sua autoregulação¹⁷.

Se na Cibernética a Biomecânica encontra os justificativos para a construção de modelos, se na Morfologia a Biomecânica encontra os suportes para representar a expressão morfológica do sistema biomecânico, na Mecânica é encontrado o suporte para os conteúdos do âmbito de estudo: que factores mecânicos estão a ser controlados; e, qual o resultado mecânico desse controlo.

¹⁷ *A Vida não inventa leis físicas, adapta-se a elas!*

2.3.1) Análise dimensional

A associação do conhecimento próprio à disciplina e ao simbolismo mecânico é concretizada por definições que se traduzem em equações coerentes com as leis da Mecânica Clássica e com o Sistema Internacional de Unidades. O exemplo mais simples: A força é consequência da associação de uma massa à sua própria aceleração. Esta breve definição de força é mais simples de escrever através da equação: $F = ma$. A equação usada está certa conceptualmente e é coerente em termos dimensionais.

Portanto, de um modo muito simplista podemos “actuar” através da análise dimensional em de dois níveis:

No primeiro nível cada conceito é associado a um sistema físico. No nosso caso o sistema físico é um modelo do *sistema biomecânico* que estamos a estudar mas o processo de “actuar” através da análise dimensional é o mesmo que aquele que é usado em qualquer outro sistema físico.

No segundo nível traduzimos o conceito numa equação. Esta equação “desdobra” esse conceito em elementos mais simples.

Se voltarmos ao nosso exemplo [$F = m a$]. Primeiro – a que sistema se aplicou o conceito de força? A todo o corpo? Então onde está o centro de gravidade desse corpo? Conhecida a colocação do centro de gravidade, sabemos “onde” está toda a massa do corpo e calculamos qual a aceleração desse ponto. Isto é sabemos qual a força aplicada ao centro de gravidade do corpo. Segundo – [F] é coerentemente “desdobrada” em [m] e [a]. A equação é dimensionalmente coerente. verificamos que o conceito [a] por sua vez é possível de ser “desdobrado” em [v] (de velocidade) e [t] (tempo)... e [v], em [s] (deslocamento) e [t].

Em conclusão: Se o conceito é de facto físico também é aplicado a um ponto bem delimitado de um sistema físico (o nosso modelo do sistema biomecânico).

Este conceito pode ser traduzido por um símbolo a que corresponde uma unidade do Sistema Internacional. Cada símbolo pode ser “desdobrado” em elementos cada vez mais simples. A cada um desses elementos corresponde um conceito, que pode ser traduzido por um símbolo a que corresponde uma equação. Este processo é válido até se “trabalhar “ com os elementos base: a massa do sistema [m], a distância entre duas posições espaciais (deslocamento) [s], o comprimento de uma parte do sistema definido pela distância entre dois pontos dessa parte do sistema [R] e, por último, o tempo em ocorre qualquer deslocamento de uma massa do sistema de uma posição para outra posição [t].

2.3.2) Contexto mecânico

O contexto mecânico da Biomecânica é a Mecânica Newtoniana ou Clássica uma vez que os fenómenos estudados são suficientemente macroscópicos e suficientemente lentos. A Biomecânica encontra suportes nos dois grandes ramos da Mecânica Clássica¹⁸: a Mecânica dos corpos articulados¹⁹ (incluindo os corpos partícula e os corpos rígidos) e a Mecânica dos corpos deformáveis ou meios contínuos (e esta em Mecânica dos sólidos e dos materiais e em Mecânica dos Fluidos)²⁰.

¹⁸ ou, “Mecânica Newtoniana” porque se baseia nas três Leis de Newton e tem a clássica divisão: a Mecânica divide-se em Estática (corpos em equilíbrio) e Dinâmica (movimentos e suas causas). A Dinâmica divide-se em Cinemática (estudo dos deslocamentos e respectivas derivadas em ordem ao tempo) e Cinética (estudo das forças que causam os deslocamentos). A Biomecânica refere sistematicamente estudos “cinemáticos” e “dinâmicos”.

¹⁹ Fundamental para o estudo da maioria das tarefas. Aplica-se aos deslocamentos dos segmentos corporais e da totalidade do corpo quando está em apoio fixo ou elástico, quando em trajetória aérea, ou quando recebe cargas (forças) externas.

²⁰ A Mecânica dos Materiais é o suporte conceptual para o estudo dos elementos, ou biomateriais, que constituem o sistema músculo-esquelético (constituintes dos ossos músculos e articulações). A Mecânica dos Fluidos para estudos de hemodinâmica e para as deslocções em meio aquático (nadar, remar, ...)

2.3.3) Parâmetros e grandezas: Sistema internacional de unidades (SI)

O Sistema de medidas da Mecânica Newtoniana é o Sistema Internacional de Unidades (SI).

No âmbito da Biomecânica trabalhamos apenas com algumas das grandezas do SI. Todas são grandezas métricas e estão divididas em 2 grupos: A) Grandezas de base; e B) Grandezas derivadas.

Cada grandeza mede um parâmetro (ou conceito) que tem a mesma designação. Por exemplo, o parâmetro “força” mede-se com a grandeza “força”. Portanto, conhecer o conceito “força” é diferente de saber medir “força”.

Uma grandeza é aquilo que se pode medir. Um parâmetro é uma síntese científica sobre o conhecimento de um fenómeno (no nosso caso associado ao Movimento controlado pelo executante).

{De modo simplista: a) O que é uma “grandeza”? “O modo de medir um parâmetro (ou conceito)”. Por exemplo, como se mede “velocidade”? [Em metros / segundo] b) O que é um “parâmetro”? “O conceito científico associado à grandeza”. Por exemplo, como se define “velocidade”? [variação do deslocamento num intervalo de tempo] }

A) Grandezas de base

O que são? As grandezas de base são as medidas estruturais do SI. São definidas por padrões invariáveis e são independentes umas das outras. Quando associadas constituem todas as grandezas derivadas da Mecânica.

Quais são? Comprimento, Massa, Tempo

Comprimento – Grandeza dimensional para medir o comprimento entre dois pontos (que podem definir, a distância, a posição ou o deslocamento linear.

A “letra” que representa “comprimento” nas equações de definição pode variar de caso para caso e é a grandeza base com “mais” representações. Nas aulas usaremos “s” como o comprimento de um deslocamento, “L” como comprimento de um segmento corporal, “R” como comprimento entre o eixo de rotação e o centro de massa do segmento. Em todos os casos será explicitada a opção.

Em todos os casos a unidade de medida é o **metro** e o símbolo, normalmente, usado é a letra: **[m]**.

Massa - Grandeza dimensional para medir a quantidade de matéria de um corpo
“Letra” que representa “massa” nas equações de definição: “**m**”

A unidade de medida é o **quilograma (ou Kilograma)**, e o símbolo [kg].

Tempo - Grandeza dimensional para medir a duração de um fenómeno

“Letra” que representa “tempo” nas equações de definição: “**t**”

A unidade de medida é o **segundo** e o símbolo **[s]**.

NOTA: Não confundir “letras” que representam as grandezas nas equações de definição com “letras” que representam a unidade de medida. Ver a tabela seguinte:

Nome da grandeza	Unidade	Símbolo das unidades	Símbolo para equações
Comprimento	metro	m	S, R, L, d, e, ...
Massa	quilograma	kg	m
Tempo	segundo	s	t

B) Grandezas derivadas

O que são? As grandezas derivadas associam grandezas de base e são as medidas dos conceitos próprios associados à produção motora. Portanto, cada grandeza derivada está associada a “1” conceito, que se designa parâmetro (ver parágrafos anteriores). Cada conceito tem uma interpretação própria.

Quais são? Todas as que são estudadas durante o curso.

Vejam-se abaixo os exemplos de grandezas que são “derivadas” de associações entre outras grandezas. Estas associações designam-se “Equações de Definição”.

Um exemplo: **[F = m a]** Como a aceleração (a) é uma associação de outros parâmetros, podemos “desdobrar” a equação em **[F = m v t⁻¹]** que se pode “desdobrar” novamente em **[F = m s t⁻¹ t⁻¹]**, isto é, a “força” **[F]**, resulta da associação das 3 grandezas base ou, (de um modo muitíssimo simplista) da associação de “massa” **[m]**, do “deslocamento” **[s]**, e do quadrado do tempo **[t⁻¹]**

t¹]. Todas as grandezas derivadas são resultado de associações de grandezas base. Ao longo das aulas serão apresentados os diversos conceitos e respectivas grandezas

Exemplos de grandezas derivadas

"Medidas de grandezas específicas: Definidas por associação de grandezas base" (símbolos adaptados ao curso)					
nome	unidades	símbolo das un	símbolo para eq	equação de definição	equação da unidade
ângulo (num plano) (distância angular)	não tem (é um número real)	rad	rad	$\text{rad} = L / s$	$1 \text{ rad} = 1 \text{ m} / 1 \text{ m}$
deslocamento angular	radiano	rad	φ	$\varphi = L / s$	$1 \text{ rad} = 1 \text{ m} / 1 \text{ m}$
velocidade angular	radiano por segundo	rad/s ou rad s^{-1}	ω	$\omega = \varphi / s$	$1 \text{ rad/s} = 1 \text{ rad} / 1 \text{ s}$
velocidade	metros por segundo	m/s ou ms^{-1}	v	$v = \Delta s / t$ (se v média) $v = ds / dt$ (se v instantânea)	$1 \text{ m/s} = 1 \text{ m} / 1 \text{ s}$
velocidade no eixo "xx"	metros por segundo	m/s ou ms^{-1}	v_x	$v_x = ds_x / dt$	$1 \text{ m/s} = 1 \text{ m} / 1 \text{ s}$
aceleração no eixo "yy"	metros por segundo por segundo	m/s^2 ou ms^{-2}	a_y	$a_y = ds_y / dt$	$1 \text{ m/s}^2 = (1 \text{ m} / 1 \text{ s}) / 1 \text{ s}$
Força	Newton	N	F	$F = m a$	$1 \text{ N} = 1 \text{ kg} \cdot 1 \text{ m/s}^2$
Peso	Newton	N	Peso	$\text{Peso} = m g$	$9,81 \text{ N} = 1 \text{ Kg} \cdot 9,81 \text{ m/s}^2$
Impulso	Newton segundo	N s	I	$I = F t$	$1 \text{ N s} = 1 \text{ N} \cdot 1 \text{ s}$
Potência	Watt	W	Pot	$\text{Pot} = F v$	$1 \text{ W} = 1 \text{ N} \cdot 1 \text{ m/s}$

▪) Radiano

Grandeza derivada do SI "própria" para medir ângulos, deslocamentos angulares, velocidades angulares e acelerações angulares. No Sistema Internacional de unidades as medidas angulares têm que usar a grandeza "radiano" para que as equações sejam coerentes.

Justificação: A unidade usual para medir grandezas angulares ser o "grau": 1 grau = 1/360 da circunferência. Mas o "grau" não é uma unidade métrica e o SI só usa medidas métricas.

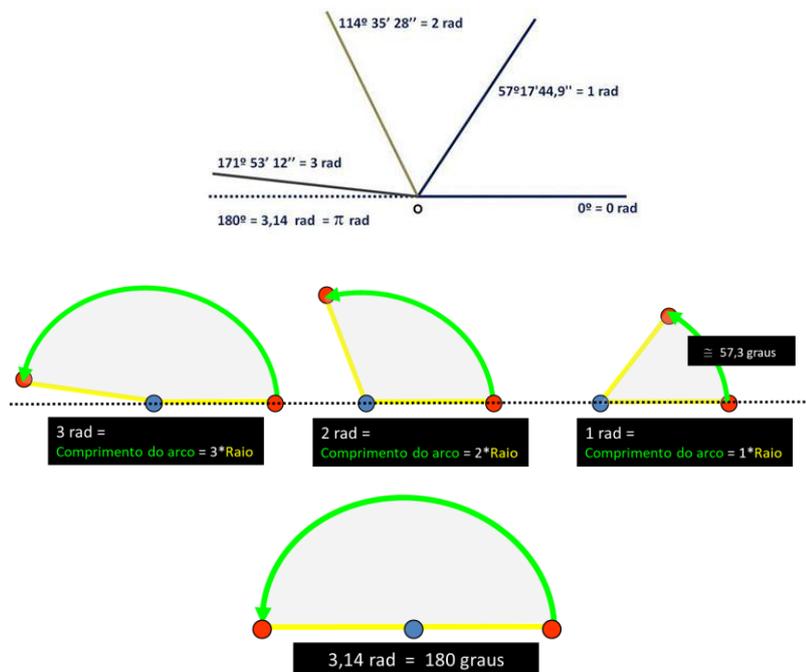
O "radiano" é uma grandeza métrica e adimensional porque resulta da relação entre o comprimento do arco de circunferência e do raio da mesma circunferência: **1 rad = 1 m / 1 m**

Se o estudante o desejar, a equivalência para graus (°) do resultado encontrado em radianos pode ser realizada no final de todos os cálculos e de acordo

equivalência: No curso usaremos a relação o valor de 180 graus (180°) equivalente a (3,14 radianos)²¹.

O **Radiano** é uma grandeza adimensional²² para as medidas angulares. O radiano é determinado pela seguinte relação: o comprimento percorrido pela extremidade do segmento [s]. é igual ao comprimento do segmento [L]. Então, [rad = s / L], ou [s = rad L]. “1 radiano equivale a pouco mais que 57° “(ver figura).

Ver a lição sobre “Relações entre parâmetros lineares e angulares” que se traduz em: [s = φ R]. O radiano é representado por um número real, isto é, sem dimensões. A unidade de medida é o **radiano** e o símbolo [rad]. Em termos práticos: Cada radiano é equivalente, aproximadamente, a 57 graus (imagens abaixo).



²¹ De facto 180 graus é equivalente a “π radianos”. Designa-se por π (pi) o número irracional que representa a proporção numérica da relação entre o perímetro da circunferência e o seu diâmetro. O número de casas decimais do valor de π (pi) é incompreensivelmente grande e desconhecido. Portanto usaremos apenas a relação simplificada: 180° = 3,14 rad.

²² “Adimensional” - uma grandeza adimensional é um número sem unidades físicas, isto é, existe matematicamente mas não representa uma grandeza física. O único caso que usamos no curso é o “radiano”. O “radiano” resulta da razão entre o comprimento do arco que a extremidade do segmento percorre durante o deslocamento angular (medido em metros) e o comprimento do segmento que tem deslocamento angular (medido em metros). Portanto s “metros / metros” resulta num número sem unidades (repetindo, a este quociente designamos “radiano”).

2.3.4) – Grandezas escalares e vectoriais

A) Grandezas escalares

Grandezas que ficam completamente enunciadas por uma característica: a intensidade. Por exemplo: a) comprimento, de um segmento anatómico; b) distância, do eixo de rotação ao centro de gravidade de um segmento; c) massa, de um segmento; d) intervalo de tempo de apoio.

B) Grandezas vectoriais

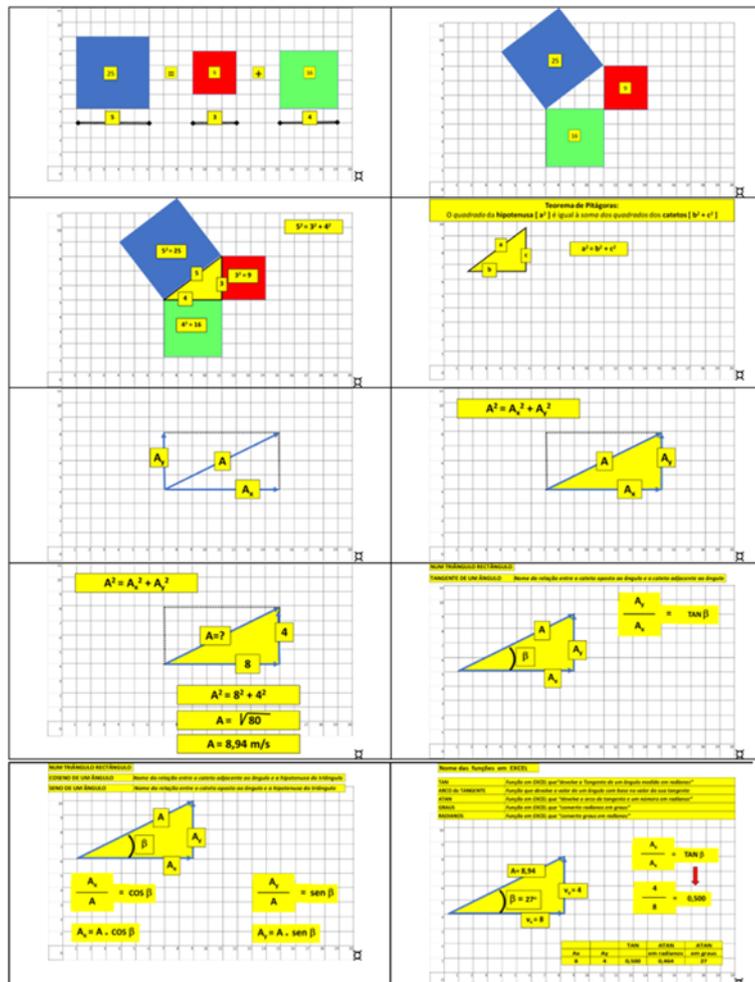
Grandezas que só ficam completamente enunciadas quando especificadas pelo respectivo vector e as correspondentes quatro características: Intensidade, Direcção, Sentido, Ponto de aplicação. Por exemplo: Força, Velocidade, Aceleração, Velocidade Angular, Momento de Força.

C) Orientação da direcção e do sentido de um vector

Uma grandeza vectorial actua ao longo de uma linha de acção que define a direcção do vector. A intensidade é representada graficamente por um segmento de recta de comprimento proporcional à unidade, e o sentido é marcado por uma seta numa das extremidades. A orientação da direcção e do sentido de um vector é determinada por um único ângulo. Este ângulo é definido entre o segmento de recta que representa a linha de acção do vector e o eixo horizontal. Esse ângulo é medido sempre no sentido positivo (sentido anti-horário) e portanto, dois vectores podem ter a mesma inclinação da linha de acção mas sentidos contrários:

▪) Relações trigonométricas básicas para o curso

Elementos básicos associados ao triângulo retângulo²³



²³ Esta “demonstração” é extremamente básica e deve ser acompanhada por apontamentos recolhidos aquando da respectiva apresentação em aula. Os elementos de Trigonometria recordam apenas as 3 funções base que serão usadas durante as aulas. Resumem-se as designações usadas em EXCEL associadas àquelas funções.

2.4 - Fronteira da Biomecânica com a Mecânica dos corpos rígidos

Na Mecânica dos corpos rígidos estudam-se acções de forças externas definidas e decididas por um agente exterior ao corpo. Na Biomecânica estudam-se as acções conjugadas das forças externas ao corpo humano com as forças internas decididas e geradas antes e durante a acção. Esta diferença geral pode ser estudada através das seguintes alíneas:

a) A Mecânica dos corpos rígidos estuda as acções de forças externas sobre sistemas formados por corpos e ligações e de acordo com um objectivo externo ao sistema. A Biomecânica estuda a produção mecânica de sistemas que se autocontrolam de acordo com um objectivo interno e decidido pelo próprio sistema.

b) As deslocações dos sistemas físicos dependem de forças externas (mesmo o comportamento dos materiais depende da acção de agentes exteriores). As deslocações dos sistemas biomecânicos dependem de forças externas e de forças internas geradas pelo próprio sistema.

c) O sistema físico é controlado por um agente exterior. O sistema biomecânico autocontrola as forças internas antes e durante a acção.

d) Num sistema físico se se conhecem as respectivas massas, posições iniciais e forças iniciais, é possível determinar a posição final e a duração do fenómeno. Ou, se se conhecem as massas e as deslocações é possível determinar as forças causadoras. Nos sistemas biofísicos são necessários conhecimentos sobre as massas, as deslocações, a duração do fenómeno e o objectivo proposto ao executante para se deduzir o processo de funcionamento, isto é, é necessário algum conhecimento sobre o resultado mecânico do controlo (e a sua adequação ao objectivo) para se ter acesso aos elementos mecânicos que foram controlados.

e) Em Mecânica dos corpos rígidos é possível fazer *simulação* dos comportamentos das peças, isto é, conhecer antecipadamente, através do uso de modelos matemáticos de simulação que deslocamentos e que força final cada uma das peças do corpo tem quando são estabelecidas as condições iniciais por quem manipula o modelo. Em Biomecânica muito poucos casos foram até agora conseguidos (recorda-se que: o modelo biomecânico traduz as linhas gerais ou invariantes de uma colecção de execuções da mesma tarefa mas não se pode antecipar ao resultado de cada uma dessas execuções). Aplicar ao corpo humano as técnicas de animação, muito em voga em cinema de animação, não é fazer simulação, porque, como a designação indica, a animação não representa um estudo dinâmico mas sim uma reprodução dos deslocamentos que o corpo pode ter.

2.4.1) Sistemas físicos vs. Sistemas biológicos

	Sistema Físico	Sistema Biológico
Elementos	peças	órgãos
Resposta	única e de acordo com a acção externa que actua	especializada e adequada à frequência e intensidade de estímulos internos e externos
Evolução	estável	adaptável e evolutivo
Relação Causa - Efeito	unívoca	provável

Sistema Biomecânico

	Sistema Biomecânico
Elementos	Conjunto de 2 tipos: a) que associam isoladamente ou em conjunto as características morfológicas e mecânicas do corpo (comprimento dos segmentos, localização dos respectivos centro de gravidade, centro de gravidade da totalidade do corpo, velocidades lineares ou angulares dos segmentos, forças internas, força da gravidade, outras forças externas); b) que definem a interacção mecânica do corpo com o meio físico (apoios).
Resposta	Específica e de acordo com o objectivo da tarefa. A resposta é dada pelo resultado da interacção dos elementos biomecânicos enquanto organizados sob controlo voluntário em função de um objectivo e de acordo com a frequência e nível mínimo de intensidade dos estímulos de excitação neuro-muscular e de força. O comportamento do sistema é estudado na interacção dos elementos entre si (exemplo: velocidades parciais dos segmentos anatómicos e velocidade do centro de gravidade da totalidade do corpo), no respectivo desenvolvimento em ordem ao tempo (variação da velocidade do centro de gravidade durante uma fase da tarefa motora) e na relação dos elementos com o resultado mecânico obtido (adequação da velocidade ao objectivo da tarefa).
Evolução	Adaptável. Evolutiva. Auto controlada.
Relação Causa-Efeito	Provável dentro dos limites impostos pelo sistema locomotor e pelas condições mecânicas externas

2.4.2) Princípio da analogia e método dos modelos aplicado ao estudo do desempenho motor

A fundamentação geral deste sub capítulo foi apresentada no capítulo **2.2 - Contributos gerais da Cibernética** (p.15 e seguintes) e nos respectivos sub capítulos:

2.2.1) *Metodologia geral aplicada*

2.2.2) *Aplicação do conceito de Função de transferência*

2.2.3) *Aplicação do conceito de modelo*

2.4.3) Métodos de dinâmica inversa e de dinâmica directa

No contexto do Programa do curso de Biomecânica centraremos a atenção nas bases que potenciam o desenvolvimento de modelos pelo Método de dinâmica inversa.

O Método de dinâmica inversa tem como base a noção de “conhecidos os efeitos procuram-se as causas”. Esta noção está de acordo com a definição de “diagnóstico”, isto é, para além da análise realizada são encontradas as causas. No nosso caso: com base nos deslocamentos são pesquisadas as forças que provocaram. Os deslocamentos poderão ser simplesmente do centro de gravidade ou de um conjunto de segmentos.

Muito brevemente, através de um exemplo: A deslocação angular de um segmento em relação ao seu adjacente implica uma determinada velocidade angular. Esta velocidade angular associada às características morfológicas e dos segmentos dará acesso ao Momento angular envolvido e, portanto, uma aproximação do trabalho muscular desenvolvido..

O Método de dinâmica directa tem como base a noção de “conhecidas as causas procuram-se os efeitos”. Este método aproxima-se da noção de simulação do Movimento Humano e muitas vezes é confundido com os conhecimentos próprios de uma Anatomia funcional ou Cinesiologia. Insisto no que ficou expresso a p.22 “Aplicar ao corpo humano as técnicas de animação, muito em voga em cinema de animação, não é fazer simulação, porque, como a designação indica, a animação não representa um estudo dinâmico mas sim uma reprodução dos deslocamentos que o corpo pode ter.” Por outro lado conhecer “*isoladamente*” quais as consequências de uma “*contração muscular*” não dá conhecimentos sobre todas as implicações associadas, sejam passivas, as características dos biomateriais envolvidos; sejam as condições de controlo motor associadas a uma execução.

Um conhecimento aprofundado sobre o Método de dinâmica inversa e os seus fundamentos possibilitará uma aplicação cada vez mais específica quando se tem uma intervenção sobre um desempenho motor.

3- Definições preliminares à análise biomecânica

3.1 - Análise das fases da tarefa

O conhecimento de um conjunto (coerente !) de fases para cada tarefa e do objectivo de cada uma dessas fases dá acesso ao "encadeamento" dos trabalhos a realizar pelo executante.

Dividir a tarefa em fases significa encontrar cada uma das funções de transferência executadas. Cada uma das fases pode ser definida pelo seu próprio objectivo (mecânico e motor). O objectivo final da tarefa só tem êxito se cada uma das fases concretizar o respectivo objectivo mecânico e (muito importante) se cada "transferência de fase" se processar de modo eficiente. Isto é, os "instantes" em que o executante "passa" de uma fase para a seguinte é crucial para a boa continuidade da execução e, portanto, para a concretização do objectivo geral da tarefa (a tarefa geral tem um objectivo geral).

Cada fase termina temporalmente quando espacialmente a um ponto determinante do corpo "está aplicado" o vector velocidade proposto pelo respectivo objectivo. Isto significa que cada fase transmite à fase seguinte a quantidade de energia mecânica necessária e suficiente

A não concretização de um objectivo de uma fase (o "erro") deve ser procurada não no final dessa fase (condição final) mas durante o trajecto do ponto determinante do corpo e/ou na condição inicial dessa fase. Por sua vez as condições iniciais são condições finais de fases anteriores, repetindo-se até ao "ponto de partida" da execução. As causas dos erros mecânicos devem ser detectados e procurados em fases anteriores à detecção do erro.

Em situações “fechadas” é relativamente fácil de detectar cada uma das condições iniciais e finais. Isto é em técnicas bem definidas, espacial e temporalmente, são conhecidas as posições de cada uma das “partes” do corpo. Nestes casos a Biomecânica tem desenvolvido modelos específicos e de repetição “assegurada” (por exemplo, o modelo de uma técnica bem padronizada). Em situações “abertas” a divisão por fases é mais problemática e os estudos até agora realizados em Biomecânica desenvolvem modelos de acções parcelares, isto é, um elemento técnico bem conhecido que é integrado em múltiplas situações (por exemplo, a acção de lançar um objecto) ou de elementos básicos de execução, isto é, elementos que estão “sempre” presentes em muitas execuções (por exemplo, a acção de impulso biomecânico).

3.2 - Análise dos Elementos Básicos de Execução (EBex's)

Os *Ebex's* são os elementos cinemáticos e dinâmicos cuja organização funcional está sistematicamente presente na execução e de tal modo que o resultado produzido é considerado válido como concretização do objectivo. Pela definição anterior verifica-se que o conhecimento dos *Ebx's* é anterior à própria execução. O biomecânico determina conceptualmente que elementos biomecânicos (cinemáticos e dinâmicos) são necessários para estudar cada caso concreto e só depois recolhe e analisa os dados obtidos experimentalmente. Este conhecimento prévio favorece a condução do estudo, seja uma observação directa, seja uma quantificação, dos elementos definidos como necessários e suficientes para a concretização de um objectivo mecânico.

No **primeiro nível de análise** é verificado que *Ebex's* são necessários.

Por exemplo: durante o ciclo completo de caminhar (definido pelo intervalo de tempo entre cada vez que um dos calcanhares toca no chão) podem ser escolhidos 2 *Ebex's* - a “inclinação da bacia com a horizontal - φ ” e o “ângulo entre a coxa e a perna - θ ”;

No **segundo nível de análise** que valores numéricos são necessários e suficientes para cada Ebex's.

Seguindo o mesmo exemplo do parágrafo anterior: A inclinação “ φ ” e o ângulo “ θ ” têm determinados valores de referência durante o ciclo (os dados originais são provenientes de bases de dados próprias à população em estudo);

No **terceiro nível de análise** como se organizam entre si os Ebex's

Seguindo o mesmo exemplo dos parágrafos anteriores: Durante todo o ciclo e as há um determinado sincronismo de comportamento entre os valores da inclinação “ φ ” e o ângulo “ θ ”

3.3 - Análise dos graus de liberdade

Os graus de liberdade das deslocamentos intersegmentares, sob o ponto de vista meramente morfológico, são devidos à morfologia de cada articulação porque a forma anatómica de cada articulação impõe constrangimentos à amplitude angular e ao número de planos de deslocamento dos segmentos anatómicos adjacentes.

Num **primeiro nível de análise** é quantificado o número de graus de liberdade e o controlo efectuado pelo executante, isto é, quantificar o número de graus de liberdade e as respectivas amplitudes utilizadas.

Num **segundo nível de análise** é integrado o factor temporal, isto é, estudar os elementos do parágrafo anterior em função do tempo - análise do comportamento de cada um dos graus de liberdade.

Num **terceiro nível de análise** é estudada a velocidade intersegmentar como factor de eficiência, isto é, a adequação ao objectivo do comportamento intersegmentar. Conceptualmente este nível de análise estuda como se comporta a transmissão de energia intersegmentar uma vez que o importante para uma eficiente transferência de energia intersegmentar é a velocidade angular com que os graus de liberdade são utilizados (controlados e conjugados simultaneamente uns com os outros).

II – REPRESENTAÇÃO DO CORPO HUMANO E CENTRO DE GRAVIDADE »»» ELEMENTOS BIOMECÂNICOS DE DESCRIÇÃO

1 - Tipos de corpos mecânicos

Partícula - Corpo com massa conhecida e com dimensões consideradas nulas (o corpo é reduzido a um ponto - o centro de gravidade do corpo). Esta condição de limite é considerada sempre que o centro de gravidade é suficiente para representar a execução. No caso de corpo partícula é estudada a quantidade de energia mecânica do centro de gravidade considerado como um sistema que não troca energia com o exterior.

Rígido - Corpo sem deformações relativas consideráveis. Esta condição de limite é considerada sempre que a linha longitudinal é suficiente para representar o segmento anatómico ou o corpo. Esta linha longitudinal é definida pelo conjunto formado pelo centro de gravidade e pelo centro de pressão no apoio, mas o comprimento do corpo rígido é igual ao comprimento da zona anatómica que representa. No caso de corpo rígido é estudada a quantidade de energia mecânica do centro de gravidade do corpo, ou, é estudada a energia rotacional associada à linha longitudinal referida. Este sistema troca energia com o exterior através do centro de pressão, também designado centro de apoio.

Articulado - Corpo formado por um conjunto de corpos rígidos articulados de modo coerente. As características morfológicas das ligações entre os vários corpos rígidos impõem constrangimentos às deslocações relativas condicionando as trocas energéticas intersegmentares. Cada um dos corpos rígidos troca energia com o respectivo apoio (outro segmento corporal) e na sua globalidade o corpo articulado troca energia com o apoio através do apoio com o exterior.

O executante em apoio, um corpo simultaneamente rígido e articulado - A totalidade do corpo humano "é" um corpo articulado. De acordo com o critério morfológico escolhido é construído um modelo composto por um conjunto de

corpos rígidos. Cada segmento anatómico (1 corpo rígido) transmite ao segmento adjacente a respectiva energia mecânica. Esta transmissão de energia, sujeita aos constrangimentos articulares, flui até ao apoio fixo final ou/e até ao objecto que está a ser suportado (ou lançado). Mas, a acção sumariamente descrita pode ser considerada equivalente à acção de um corpo rígido. Este corpo rígido concentra toda a energia do corpo humano no respectivo centro de gravidade e transmite esta energia para o apoio fixo final ou/e para os objectos (suportados, lançados). Esta transferência (imaginária) de energia mecânica processa-se através de um segmento de recta definido pela distância do centro de gravidade ao centro do apoio. A massa do corpo é considerada concentrada no centro de gravidade e corresponde ao somatório das massas parciais envolvidas.

As acções do sistema biomecânico são uma integração simultânea dos dois tipos de corpos mecânicos. No entanto, o corpo humano é estudado como um corpo "rígido" quando as suas acções são consideradas como um todo na respectiva interacção com o meio físico; e, o corpo humano é estudado como um corpo "articulado" quando as suas acções são consideradas como um somatório de interacções cuja "soma" final é a responsável pelas acções no apoio fixo e/ou nos objectos.

No caso em que se estudam os efeitos globais as consequências das acções do corpo rígido são registáveis no apoio do corpo ou nos objectos lançados (ou empurrados, ou suportados). No caso em que se estudam os efeitos parciais, são estudados os vários corpos rígidos parciais organizados em cadeias cinemáticas "locais" e a respectiva acção é estudada nos apoios intersegmentares, ou seja, nos eixos "internos" directamente influenciados. Nestes casos interessa o somatório dos trabalhos realizados por cada um dos corpos da cadeia cinemática, isto é, por cada um dos segmentos anatómicos considerados. Cada um destes segmentos escolhido como não deformáveis é estudado como um corpo independente cujas velocidades (linear e angular) provocam efeitos nos segmentos adjacentes transmitindo energia mecânica até

à respectivas extremidades através dos vários segmentos que formam a cadeia cinemática.

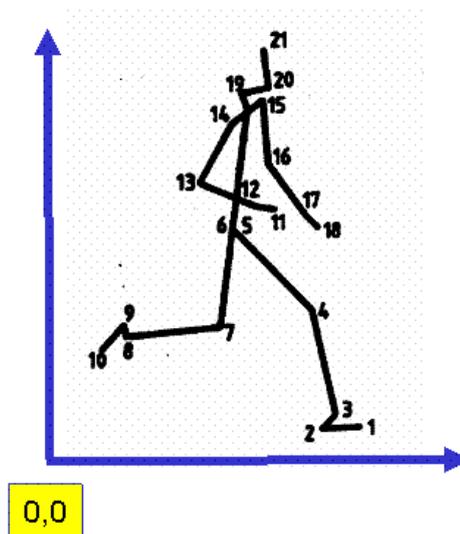
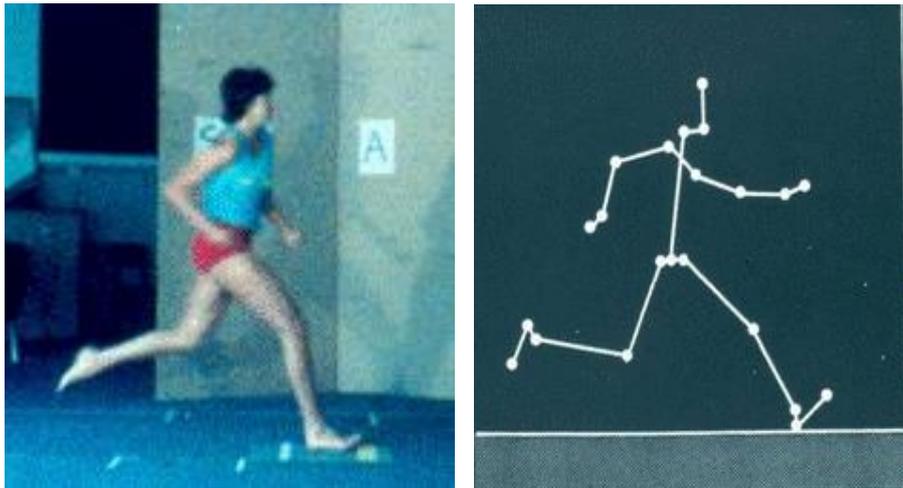
O executante em trajectória aérea, um corpo simultaneamente partícula e articulado - Em trajectória aérea, pelas razões apresentadas, o corpo humano também “é” um corpo articulado, mas como não tem qualquer vínculo fixo não troca energia com o exterior.

A força externa actuante é a força de gravidade. O conjunto formado pela velocidade de saída do apoio em conjunto com a acção da força de gravidade - durante o tempo de trajectória aérea - provoca um trajecto parabólico para o centro de gravidade do executante (corpo partícula). Considerando que não há trocas de energia do corpo com o exterior, todas as acções activas dos segmentos anatómicos (corpos rígidos que formam o corpo articulado) provocam reacções em segmentos anatómicos adjacentes (também corpos rígidos que formam o corpo articulado).

2 - Representação do Corpo. Digitalização. Coordenadas globais e locais

2.1 – Digitalização, Referenciais e localização dos segmentos corporais

O termo “digitalização” é usado em Biomecânica para designar a técnica através da qual se obtêm as coordenadas das extremidades dos corpos rígidos que compõem o modelo gráfico a construir. A digitalização usa um referencial global (definido no parágrafo seguinte). As coordenadas são obtidas em relação a um ponto exterior ao corpo e escolhido com um critério adequado para o efeito. Este ponto exterior ao corpo é a origem de um sistema de eixos ortogonais e será a coordenada zero de todas as medidas de posição a obter. O critério de escolha do referencial tem três premissas: a) é exterior ao corpo do executante; b) é sempre o mesmo para todas as imagens referentes à execução em estudo; c) em todas as imagens a digitalizar, todas coordenadas de posição devem estar no “primeiro quadrante” definido a partir do referencial.



Por digitalização são obtidas as coordenadas de um determinado ponto anatômico do corpo (por exemplo, o centro de uma articulação). Para a primeira imagem as coordenadas são (x_1, y_1) ; para a segunda, (x_2, y_2) ; (x_3, y_3) , ..., (x_n, y_n) . A aplicação do conceito será trabalhada em 3.3.1 - Metodologia para determinar a posição do centro de gravidade de um conjunto de segmentos.

Referencial global –

Conjunto de eixos cuja origem fixa é colocada num ponto fixo do apoio em que o corpo se desloca. Este referencial é independente das deslocações do corpo.

A partir da origem deste referencial são orientados eixos ortogonais de coordenadas para referência das coordenadas de posição. O eixo vertical tem a mesma direcção que a força de gravidade mas o sentido positivo é ascendente; o eixo ântero-posterior é perpendicular ao primeiro; e, o eixo médio-lateral é perpendicular ao plano formado pelos dois anteriores. As coordenadas obtidas dizem-se, coordenadas globais (distância linear de um ponto a um dos eixos de referência) ou, simplesmente, posições. Genericamente, as posições obtidas são de um ponto do executante em relação ao espaço exterior e envolvente. Estas medições são a base para as determinações de deslocamentos, velocidades e acelerações, do corpo em relação ao espaço. Por exemplo sucessivas posições do centro de gravidade do corpo dão dados necessários para a determinação do deslocamento, da velocidade e da aceleração do centro de gravidade, mas não “diz nada” sobre as velocidades intersegmentares.

Referencial local –

Conjunto de eixos de coordenadas cuja origem fixa é um ponto anatómico do executante. Como é evidente, ao contrário do referencial global o referencial local acompanha o deslocamento do executante. A origem (mais comum) de um referencial local está associado: a) ao eixo de rotação de segmento anatómico; b) ao centro de gravidade de um segmento anatómico.

No primeiro caso o objectivo da utilização do referencial local é o conhecimento sobre a posição angular do segmento em relação à horizontal (determinação do ângulo absoluto), ou, em relação a outro segmento (determinação do ângulo intersegmentar, ou ângulo relativo). No segundo caso (referencial local associado ao centro de gravidade de um segmento anatómico) o objectivo da utilização do referencial local é o conhecimento da posição relativa do segmento anatómico em relação ao referencial global usado.

No âmbito do nosso curso o uso de referenciais locais está relacionado, essencialmente, com o conhecimento da posição angular de um dado segmento anatómico. Uma vez que cada segmento anatómico roda em torno de uma das suas extremidades (ou melhor, de um eixo de rotação interno que coincide com um centro articular), as medições obtidas são a base para as determinações de

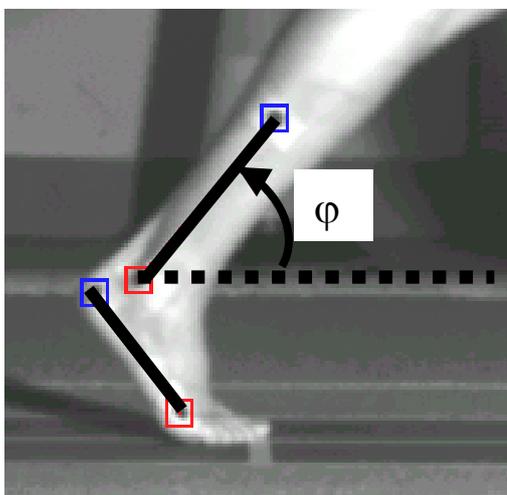
deslocamentos angulares, do segmento anatómico em estudo, e preparatórios para determinação das velocidades angulares e acelerações angulares do mesmo segmento. Estes dados “angulares” são determinantes para o estudo da energia intersegmentar (como será estudado nos capítulos seguintes).

**Localização de um segmento corporal num referencial global -
Determinação do ângulo absoluto**

Esta localização é definida pela posição angular do segmento em relação à horizontal.

As posições angulares são determinadas entre o segmento do corpo que se desloca e a linha horizontal (paralela ao eixo horizontal do referencial global):

Neste caso designa-se posição angular absoluta, ou simplesmente, *ângulo absoluto do segmento* (φ):

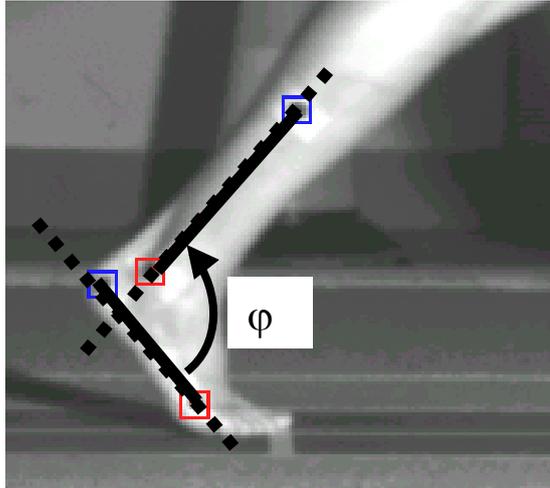


De realçar que para *ângulo absoluto do segmento* não é indiferente a extremidade desse segmento. O critério de escolha é simples: A extremidade de referência é coincidente com a articulação em torno da qual o segmento está a rodar (ou em apoio). Este assunto é desenvolvido nas aulas. Um exemplo simplificado: Imagine-se a corrida. Fase de apoio: O segmento perna “roda” em torno do tornozelo; Fase de balanço: O segmento perna “roda” em torno do joelho.

Localização intersegmentar – Determinação do ângulo relativo

Esta localização é definida pela posição angular intersegmentar.

As posições angulares podem ser determinadas entre dois segmentos de recta que representam os 2 segmentos contínuos. Estes segmentos de recta devem representar vectores. A aplicação do conhecimento sobre produto escalar dá acesso ao ângulo entre os dois segmentos e neste caso designa-se posição angular intersegmentar, ou simplesmente, *ângulo relativo* (φ). Este assunto é desenvolvido nas aulas.



Localização em relação à posição angular neutral – Determinação do ângulo relativo

Esta localização é definida pela diferença (angular) entre a posição angular intersegmentar e a posição anatómica intersegmentar considerada base.

Para uma análise complementar, as posições angulares determinadas (ângulo absoluto ou relativo) devem ser confrontadas com a posição neutral. Exemplo: Um ângulo de 90° para posição intersegmentar entre o pé e a perna não tem o mesmo significado, esteja o executante de pé “imóvel”, ou esteja o executante a “andar” ou a “correr”.

Determinação de ângulos intersegmentares e determinação do centro articular através da aplicação do conceito de produto escalar

3- Centro de gravidade do corpo humano

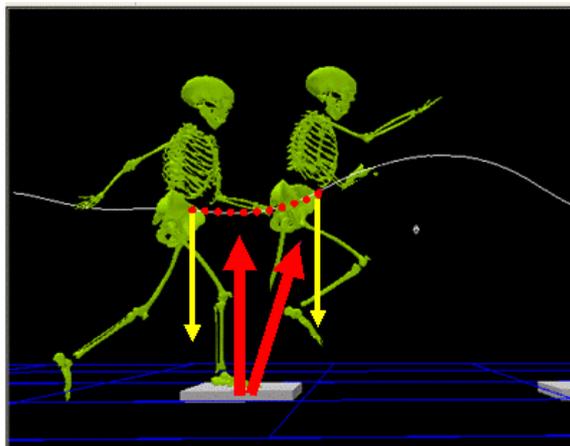
A partir do conceito de aceleração de gravidade ($g = 9,81 \text{ ms}^{-2}$) pode definir-se o centro gravidade como sendo o ponto de aplicação da força resultante do somatório do conjunto de forças de atracção da Terra. Cada uma dessas forças é exercida sobre cada uma das partículas da massa do corpo. No corpo humano o centro de gravidade (c.g.) coincide com o centro de massa (c.m.). O c.m. é o lugar geométrico de massas e portanto, independente de qualquer campo gravítico, enquanto que, o c.g. é o ponto de aplicação de vector que representa o peso do corpo. Este vector tem como ponto de aplicação - centro de massa; a direcção - vertical; o sentido - descendente; e, a intensidade - valor de Peso ($P = mg$) = (P, Peso do corpo; m, massa do corpo; g, aceleração da gravidade). As unidades de medida são: Massa - Kilogramas (Kg); Peso - Newtons (N) ($1\text{N}=1\text{Kg}\times 1 \text{ ms}^{-2}$).

3.1 - Localização do c.g. do corpo humano

O centro de gravidade da totalidade do corpo humano depende da colocação relativa dos centros de gravidade dos corpos parciais. Esta definição implica que o corpo humano seja considerado dividido em vários corpos rígidos e que para cada um seja conhecido o respectivo c.g.. De um modo geral considera-se que o c.g. (adulto jovem em posição anatómica normal) está localizado no bordo anterior da 2ª vértebra sagrada. No entanto, em cada execução, o Movimento é a causa fundamental da variação da colocação instantânea do c.g. da totalidade do corpo. O **Movimento**²⁴, isto é, a deslocação relativa dos "corpos rígidos", em que o "corpo articulado" está dividido, provoca uma alteração constante da resultante final para o conjunto. Cada um daqueles corpos rígidos tem um c.g. bem definido e considerado fixo. As posições relativas desses corpos associados às respectivas massas provocam uma resultante sempre diferente no que

²⁴ A designação Movimento (Motion, Movement) como significado geral da exteriorização do controlo sobre o sistema músculo-esquelético.

respeita à posição do ponto de aplicação, mas constante em relação às restantes características do vector peso, isto é, intensidade e direcção.



O trajecto do centro de gravidade (ponto de aplicação do vector peso - amarelo) tem deslocamento dependente das acções do executante e é independente das forças que este recebe do apoio (vermelho).

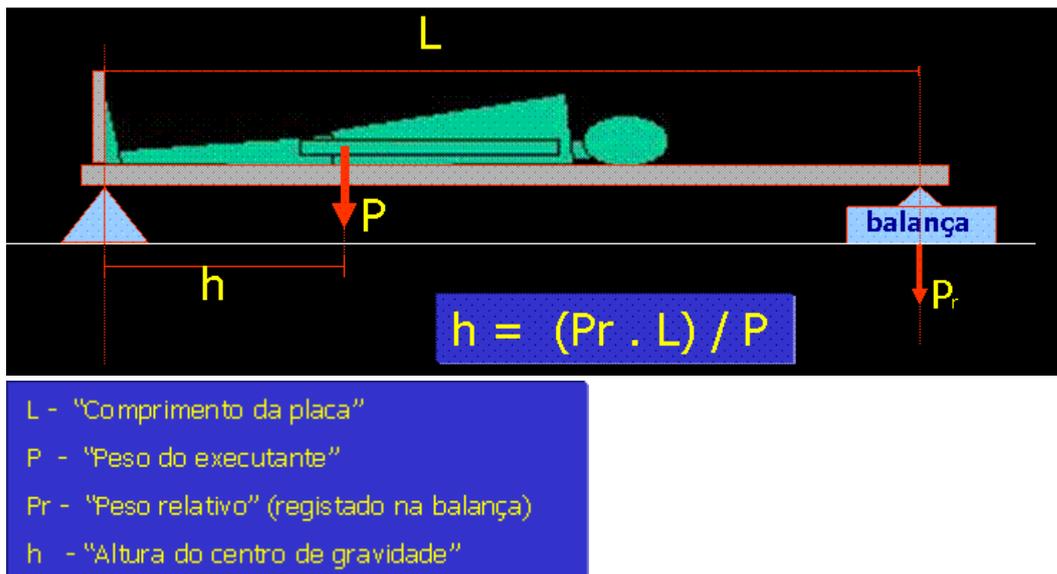
A longo prazo assinala-se que a idade, o sexo têm influência na posição do c.g. do corpo humano.

Para a mesma idade e o mesmo tipo morfológico verifica-se que no sexo feminino a altura percentual do c.g. é menor, de 1 a 2% , e a associação da idade com o tipo morfológico é a causa fundamental da variação da colocação a longo prazo do c.g. da totalidade do corpo. Com a idade a tendência normal é uma diminuição da altura percentual²⁵ do c.g. Em diferentes idades do mesmo executante verifica-se que em relação à altura total, a um aumento de idade corresponde uma menor altura percentual do c.g. - No adulto jovem $\cong 15\%$ mais baixo que na criança de 1 ano.

²⁵ Relação da altura do centro de gravidade com a altura total do executante.

3.2 - Método de determinação directa do c.g. da totalidade do corpo –

O método experimental abordado no nosso curso (divulgado pela primeira vez no século XIX por Reynolds e Lovet) permite calcular a distância do apoio ao centro de gravidade. Esta distância é uma medida absoluta e permite localizar de modo muito simples e acessível a posição do c.g. do corpo.



A altura do centro de gravidade tem um valor absoluto (normalmente expresso em centímetros) mas deve ser considerada a respectiva "normalização". Esta normalização encontra a relação percentual da altura absoluta do centro de gravidade com a altura total do executante. Portanto "h" deve exprimir-se em [% da altura total]. Exemplo: se dois executantes têm a altura do c.g. de 52% independentemente da respectiva altura total sabemos que têm, de um modo geral, a mesma distribuição da matéria corporal.

3.3 - Método de determinação do c.g. da totalidade do corpo com base nos c.g. dos segmentos do modelo –

O método numérico abordado no nosso curso permite determinar as coordenadas do c.g. da totalidade do corpo a partir das coordenadas das extremidades dos segmentos em associação com os valores de tabelas adequadas que registam a distribuição normal da massa e da colocação do c.g. de cada um dos segmentos considerados para o modelo. As tabelas referidas contêm as distribuições normalizadas para a massa de cada segmento de que é formado o modelo (no nosso caso, um modelo com 14 segmentos) e a localização do c.g. em cada desses segmentos. Estes modelos consideram cada um dos segmentos como um corpo rígido e, portanto, cada um desses c. g. não altera a posição durante as deslocações relativas dos vários segmentos. A alteração das posições relativas dos vários segmentos é que *provoca* uma alteração de posição do c.g. total.

A partir dos trabalhos de Dempster (1955) começou a ser possível determinar a posição do c.g. de um segmento anatómico se se considerar que esse segmento é um corpo rígido e que esse segmento corresponde à normalidade estatística. A partir de Dempster alguns autores introduziram as suas próprias adaptações, nomeadamente Clauser, Hanavan, Hay, Winter, Donskoy²⁶. Da conjugação dos valores encontrados foi elaborada uma tabela (sem ter em conta o sexo, o peso ou altura do executante) mas adaptada (e testada) à realidade do modelo do corpo humano constituído por 14 corpos rígidos. Esta tabela é uma primeira abordagem para determinação do c.g. Para valores mais precisos é recomendável a utilização das tabelas que considerem a distribuição das massas parcelares em função da idade, do peso e da altura.

²⁶ As tabelas de cálculo elaboradas por D.Donskoi e V.Zatziorski relacionam a distribuição da massa de cada segmento com a altura e o peso do executante.

Tabela de massas relativas e localização dos centros de gravidade de cada segmento

Segmento	massas relativas	localização dos centros de gravidade de cada segmento
Cabeça+P.	0,081	0,500 vértex - 7 ^a cervical
Tronco	0,497	0,500 c. glenohumeral - g. trocanter
Braço	0,028	0,436 c. glenohumeral - c. art.cotovelo
Antebraço	0,016	0,430 c. art.cotovelo - c. art.pulso
Mão	0,006	0,506 c.art.pulso - c. art. 2 ^a falange
Coxa	0,100	0,433 g.trocanter - cond. femural
Perna	0,047	0,433 cond. femural - maléolo
Pé	0,014	0,500 maléolo - metatársico-fal

Massas relativas: Considerando a massa do corpo como a unidade (massa do corpo =1) cada segmento considerado tem uma massa parcial²⁷. Este método dispensa o conhecimento da massa total do executante para os cálculos a realizar. Se se desejar determinar a massa aproximada de um segmento para um determinado executante, então, basta aplicar o valor da tabela²⁸

Localização dos centros de gravidade de cada segmento: Considerando o comprimento de cada um dos segmentos do modelo como a unidade (comprimento do segmento =1) há uma posição parcelar da posição de cada um dos centros de gravidade parciais. No caso em que essa posição parcelar não é de 0,5000 termos como origem da medida a extremidade proximal.

Em síntese:

(Uso neste apontamentos algumas siglas ((m_n) , (R_n) , $(x_{di}$, y_{di}) por exemplo) mas estas siglas não são obrigatórias e certamente outras podem ser usadas durante as aulas).

²⁷ Verificar que ao somar os valores da tabela se encontra o valor "1".

²⁸ Por exemplo, para um executante com 60 Kg de massa, qual é a massa do segmento "perna"?

a) O modelo gráfico é composto por 14 segmentos reconstruídos a partir de 21 pontos anatômicos;

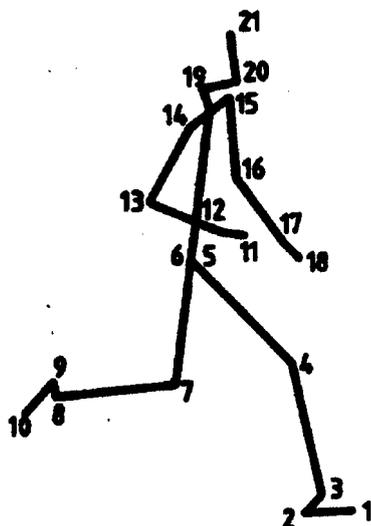
b) A massa relativa de cada segmento (m_n) é determinada pela relação (m_n / m_{cg}) e considera a massa do executante como unidade ($m_{cg} = 1,000$);

c) A localização relativa do c.g. de cada segmento (R_n) é apresentada em relação ao respectivo comprimento total ($R_n = 1$) e medida a partir do primeiro ponto anatômico referido na tabela.

3.3 1.-

Observação: Esta matéria é acompanhada com a consulta e aplicação de tabela própria para localizar os pontos anatômicos determinantes para definir um modelo gráfico 2D (ver em Anexos, “2D graphic model based on 21 anatomical points”) e utilização do software adequado disponibilizado no Moodle (ver em Anexos, “Basic instructions for the software available in Moodle: “from coordinates to C.Gravity” - How to compute the total body Center of mass and location of a 2D model 14 basic anatomical mechanical segments)

1º - definir e localizar os pontos anatômicos que delimitam cada um dos segmentos que constituem o modelo gráfico 2D.



2º - determinar os valores das coordenadas ortogonais de cada ponto anatômico - (x_{di} , y_{di} - coordenadas da extremidade distal de referência; x_{pi} , y_{pi} - coordenadas da extremidade proximal de referência).

Teremos tantos conjuntos de coordenadas (x_{di} , y_{di}) , (x_{pi} , y_{pi}) quantos os pontos anatômicos necessários para definir os segmentos do modelo definido. No nosso caso e para todo o corpo, “i” terá valores de 1 a 21.

3º - determinar a posição do centro de gravidade de cada segmento (x_n, y_n). Teremos tantos conjuntos de coordenadas (x_n, y_n) quantos os segmentos do modelo definido. No nosso caso, “n” terá valores de 1 a 14;

As coordenadas de posição do c.g. em cada segmento (x_n, y_n) são calculadas a partir do comprimento do segmento - relação algébrica entre as coordenadas da extremidade distal (x_{di} , y_{di}) e as coordenadas da extremidade proximal (x_{pi} , y_{pi}) - e do valor ($R_n\%$) considerado como “localização do c.g.” em relação ao respectivo comprimento total. Os valores de x_{di} , y_{di} , x_{pi} , e, y_{pi} são obtidos por digitalização; os valores de ($R_n\%$) são obtidos directamente na tabela usada.

$$x_n = X_{pi} - (R_n\%) (X_{pi}-X_{di})$$
$$y_n = Y_{pi} - (R_n\%) (Y_{pi}-Y_{di})$$

- x_n , y_n - “Coordenadas do c.g. do segmento”
- x_{di} , y_{di} - “Coordenadas da extremidade distal de referência”
- x_{pi} , y_{pi} - “Coordenadas da extremidade proximal de referência”
- $R_n\%$ - “Valor percentual da localização do c. g. de cada segmento”

4º - associar a cada uma das coordenadas (x_n , y_n) uma massa relativa (m_n), isto é, de acordo com a tabela, a cada segmento do modelo é associado um valor ponderado da massa total do corpo. A associação de cada coordenada a cada massa é obtida pelo produto dos dois valores: ($m_n x_n$) e ($m_n y_n$). O número “n” depende do número de segmentos considerados.

5º - determinar a posição do c.g. da totalidade do conjunto de “n” segmentos ou da totalidade do corpo, considerando que o produto dos valores da massa total e dos valores das coordenadas que se desejam determinar é igual à soma dos produtos de cada massa parcial e do valores das respectivas coordenadas:

$$m_{cg} x_{cg} = m_1 x_1 + m_2 x_2 + \dots + m_n x_n$$

$$m_{cg} y_{cg} = m_1 y_1 + m_2 y_2 + \dots + m_n y_n$$

e portanto, como $m_{cg} = 1$:

$$x_{cg} = (m_1 x_1 + m_2 x_2 + \dots + m_n x_n) / m_{cg}$$

$$y_{cg} = (m_1 y_1 + m_2 y_2 + \dots + m_n y_n) / m_{cg}$$

4 - Eixos de rotação de segmentos anatómicos e do corpo

Os eixos do movimento são de o "apoio" para as rotações de um segmento anatómico ou para as rotações da totalidade do corpo.

Eixos de rotação internos –

Os eixos de rotação internos são o suporte das deslocções angulares relativas entre segmentos corporais. Os eixos articulares anatómicos coincidem com os eixos internos. Cada um dos eixos internos é o eixo mecânico das deslocções angulares relativas entre segmentos adjacentes. Cada eixo interno é a localização, por excelência, da origem dos referenciais locais.

Eixos de rotação externos –

Os eixos de rotação externos são o suporte das deslocções angulares da totalidade do corpo. Conhecido o plano de deslocamento fica determinada a direcção do eixo externo (esta direcção é perpendicular aquele plano); vice-versa, conhecido o eixo externo fica determinado o plano de deslocamento (este plano é perpendicular à recta definida para eixo externo). Os eixos externos têm como referência: a) o centro do apoio do executante; b) o centro de massa do executante; ou, c) o eixo definido pelo par, centro de massa - centro do apoio.

Tipos de eixos de rotação externos:

1º Tipo - *O eixo externo passa pelo centro do apoio.* O corpo está em apoio e desloca-se em torno do respectivo centro de pressão instantâneo. Todo o corpo se desloca excepto o centro de pressão.

2º Tipo - *O eixo externo passa pelo centro do apoio e pelo centro de massa.* O corpo está em apoio e realiza revoluções em torno de si próprio mas uma das extremidades está fixa ao apoio definindo uma superfície de apoio que contém o centro de pressão.

3º Tipo - *O eixo externo passa pelo centro de massa.* O corpo está em trajectória aérea e realiza revoluções sobre si próprio.

5 - Cadeias Cinemáticas

Uma cadeia cinemática é um conjunto de segmentos anatómicos, associados por articulações, que participam de um modo comum e coerente para um objectivo mecânico.

Cada objectivo mecânico só é concretizado pela totalidade do corpo, isto é, pelo conjunto associado das várias cadeias cinemáticas, no entanto, cada cadeia cinemática contribui de um modo mais ou menos decisivo para esse objectivo. Esta “divisão” do corpo em cadeias cinemáticas é importante para a localização fragmentada dos erros de execução.

Uma divisão dicotómica classifica as cadeias cinemáticas em “abertas” e “fechadas”. Em muitos casos a cadeia cinemática, considerada para estudo, tem extremidades bloqueadas mas o executante desloca essas extremidades com mais ou menos facilidade. Neste caso pode ser considerada uma classificação intermédia de: cadeia cinemática “parcialmente bloqueada”.

Cadeia cinemática aberta –

A cadeia cinemática aberta tem uma extremidade apoiada numa articulação e a outra extremidade está “livre” (isto é, pode ter deslocamentos).

A articulação de suporte à cadeia cinemática aberta pode ter ou não ter deslocamento mas recebe sempre o efeito das acções da cadeia cinemática aberta. Em termos gerais, na cadeia cinemática aberta:

a) há deslocamentos da extremidade livre e dos vários segmentos que compõem a cadeia;

b) há transmissão de força para a articulação de apoio;

c) se a extremidade livre tiver um choque com um objecto exterior ao corpo, também lhe transmite força (de um modo praticamente instantâneo, isto é, provoca um impacto a esse corpo).

Cadeia cinemática fechada –

A cadeia cinemática fechada tem as duas extremidades bloqueadas. No desenho acima os segmentos representados a branco são exemplos de cadeias cinemáticas fechadas.

As extremidades da cadeia estão bloqueadas em apoios internos ou externos. Cada uma das extremidades é uma articulação intersegmentar ou/e a ligação a um objecto exterior que não é movido pelo executante.

No caso de uma cadeia fechada o efeito conjugado de todas as acções dos vários segmentos é transmitido aos dois apoios. Em termos gerais, na cadeia cinemática fechada:

a) pode haver deslocamento dos segmentos que compõem a cadeia fechada;

b) há transmissão de força para as extremidade fixas;

c) se uma das extremidades estiver em contacto com um objecto exterior, transmite-lhe um impulso (acção de uma força durante o tempo de acção). Se este objecto tiver uma massa relativamente pequena em relação à massa do corpo do executante há deslocamento desse corpo (por exemplo, uma bola ou um peso). A força reactiva é absorvida pelo corpo do executante e este não tem praticamente deslocamento devido a essa força reactiva. Se o objecto tiver uma massa muito superior à massa do corpo não há deslocamento desse corpo (por

exemplo, o apoio fixo chão) e a força reactiva ao ser absorvida pelo corpo do executante pode provocar um deslocamento significativo no corpo do executante.

III - ELEMENTOS DE CINEMÁTICA PARA ANÁLISE BIOMECÂNICA

1 - Caracterização genérica dos Movimentos de translação e de rotação

Movimentos de translação –

Diz-se que um corpo (partícula, rígido ou articulado) está em translação se todos os seus pontos têm a mesma trajectória, isto é, se têm o mesmo deslocamento. Em Biomecânica esta noção é genericamente aplicada ao centro de gravidade do corpo humano (corpo partícula); a um qualquer ponto anatómico determinante para a execução (“a mão lançadora”, por exemplo); etc.

Movimentos de rotação –

Diz-se que um corpo está em rotação se todos os seus pontos têm o mesmo deslocamento angular. Em Biomecânica esta noção é genericamente aplicada quando, a um segmento anatómico; a uma cadeia cinemática; ou, à totalidade do corpo humano, pode ser adequada a classificação de corpo rígido em rotação

<i>Movimentos de translação</i>	<i>Movimentos de rotação</i>
x , y (coordenadas de posição)	φ (posição angular)
s (deslocamentos)	θ (deslocamento angular)
v (velocidade)	ω (velocidade angular)
a (aceleração)	α (aceleração angular)

φ - determinada através do ângulo absoluto se se utiliza como referência o eixo horizontal do referencial global;

φ - determinada através do ângulo relativo se se utiliza como referência um outro segmento;

Relações fundamentais entre parâmetros lineares e angulares –

Considerando o comprimento total de um segmento anatómico = [R], são obtidas as seguintes relações:

$$s = \theta R$$

$$v = \omega R$$

$$a = \alpha R$$

Para a mesma execução as variáveis que caracterizam os deslocamentos lineares e angulares mantêm-se constantes. Qualquer outro comprimento diferente de [R] altera o valor numérico final da relação de modo proporcional. Por exemplo o comprimento do eixo de rotação ao centro de gravidade do segmento [d] provocará uma relação do tipo [v = ω d].

2 - Determinação das componentes de velocidade e aceleração com base nos valores de posição de um dado ponto do corpo humano –

O **deslocamento**²⁹ depende da variação das posições determinadas pelas coordenadas de posição. Estas coordenadas de posição [x e y]³⁰ devem ser obtidas sempre com o mesmo intervalo de tempo [Δt]. As coordenadas de posição são obtidas através das medidas efectuadas no eixo dos (xx) - deslocamento na horizontal; e, no eixo dos (yy) - deslocamento na vertical. O registo vídeo (habitual) é feito a 25 imagens por segundo. Assim, podem obter-se as posições (xx, ou, yy) com 1/25 do segundo de intervalo de tempo [$\Delta t=1/25$ s] e reconstruir-se o deslocamento considerado. Considerando que o deslocamento total é uma sucessão de (N) posições (0, 1, 2, 3, ..., N) o comprimento total do deslocamento é uma soma de (N-1) parcelas e cada parcela é o comprimento medido de uma posição para a seguinte durante o intervalo de tempo conhecido. Dois gráficos de posição em ordem ao tempo são

²⁹ As designações de deslocamento, velocidade e aceleração serão usadas para a cinemática linear. Para a cinemática angular serão usadas as designações de deslocamento angular, velocidade angular e aceleração angular.

³⁰ Continua a ser referido um espaço bidimensional.

elaborados: Um dos gráficos regista no eixo vertical as posições medidas no eixo dos (xx) e no eixo horizontal os vários instantes de tempo considerados (Para $t=0$ a coordenada x_0 ; para $t=1$ a coordenada x_1 ; e assim sucessivamente até, para a $t=N$ a coordenada x_n). O segundo gráfico tem a mesma metodologia mas as coordenadas são as medidas em (yy) (Para $t=0$ a coordenada y_0 ; ...; até, para $t=N$ a coordenada y_N). Por exemplo, da posição [0] no instante $[t=0]$ para a posição [1] no instante $[t=1]$ será: $[x_1=x_1-x_0]$ e $[y_1=y_1-y_0]$ pelo que $[s_1^2=sx_1^2+sy_1^2]$. Os deslocamentos assim obtidos (cada um dos [s]) são deslocamentos “médios” de uma posição para a seguinte (mesmo que o intervalo de tempo tenha sido o de 1/25 do segundo como referido).

2.1 - Métodos numéricos para representação das posições -

Um deslocamento contínuo é obtido se uma curva contínua estiver ajustada ao percurso desde a posição [0] em $[t=0]$ até à posição [N] em $[t=N]$. Como a cada curva contínua corresponde uma equação matemática, se se encontrar a mais ajustada equação, encontram-se todos as posições de um percurso para qualquer instante $[t]$ mesmo que não tenha sido medido directamente. Para encontrar a equação mais ajustada são empregues vários métodos de aproximação de curvas. A aproximação por polinómios é uma das ideias mais antigas em análise numérica. No caso do nosso curso, substitui-se cada uma das funções $x(t)$ e $y(t)$ por um polinómio $[p]$. Portanto, teremos na nossa situação, $p_x(t)$ e $p_y(t)$. As derivadas e primitivas de um polinómio são ainda polinómios, por outro lado, os zeros de um polinómio obtêm-se em geral com maior facilidade do que os zeros de outras funções. A simplicidade dos polinómios permite atingir este objectivo de vários modos dos quais destacamos os "mínimos quadrados"³¹. Como é lógico o uso de polinómios como funções interpoladoras não torna viável - para um conjunto de pontos [N] - recorrer a um único polinómio (de grau N-1) que passe por todos os pontos (x_i, y_i) [[sendo qualquer um dos pontos "i" desde "0" a "N"]]. As grandes oscilações provocadas por polinómios de grau elevado

³¹ Ideia básica deste processo: representar aproximadamente uma função $f_y(t)$ e $f_x(t)$ por um polinómio $p_x(t)$ e $p_y(t)$ de forma a minimizar os quadrados dos erros dos desvios dos pontos experimentais aos correspondentes pontos do polinómio.

não respeitam a ideia de variação suave (alisamento³²; assentamento) como é característica comportamental da generalidade dos parâmetros cinemáticos nas deslocções do corpo humano e que deveria ser inerente a qualquer função interpoladora que queira traduzir esse comportamento. Graças aos meios de cálculo automático tem vindo ultimamente a vulgarizar-se um método de interpolação global que assenta numa família de funções denominadas *cérceas*³³. Como é lógico a curva que melhor assenta ao “deslocamento horizontal” (abreviatura de “componente horizontal do deslocamento em ordem ao tempo”) não é necessariamente a melhor curva para assentar ao deslocamento vertical. Para cada deslocamento são encontradas 2 funções: uma que traduz o andamento das coordenadas de posição em [xx] em função do tempo: $[x = f_x(t)]$ e uma outra que traduz o andamento das coordenadas de posição em [yy] em função do tempo: $[y = f_y(t)]$.

Como a cada curva corresponde uma equação e a cada equação corresponde um polinómio, é o grau do polinómio que caracteriza a curva desejada. Por exemplo: A um deslocamento rectilíneo, corresponde um polinómio do 1º grau - $[x = f_x(t) = a(t)+b]$ (em que [a] e [b] são parâmetros a encontrar). A um deslocamento vertical do centro de gravidade quando o corpo do executante está em trajectória aérea, corresponde um polinómio do 2º grau - $[y = f_y(t) = dt^2+et+h]$; (em que [d], [e] e [h] são parâmetros a encontrar). A um deslocamento horizontal do centro de gravidade quando o corpo do executante está em apoio, corresponde um polinómio de grau “?” (pelo menos, do 3º grau) e do género: $[y = f_y(t) = kt^3+ht^2+mt+n]$.

³² Em inglês *smoothness*

³³ A designação provém de *cércea*, dispositivo que se usa na marcenaria para forçar uma prancha flexível a tomar a forma imposta por pontos prefixados (nós ou nodos) que aquela é levada a acompanhar. Em inglês *spline*, e por isso *spline interpolation*. A teoria tem sido também ampliada para polinómios de grau superior ao terceiro.

2.2 - Determinação das componentes de velocidade com base nos valores de posição do c. g. do corpo humano

A questão base está relacionada com a necessidade de se conhecer a velocidade de um ponto do corpo quando apenas se conhecem as posições ao longo do tempo desse mesmo ponto. Este ponto é muitas das vezes o centro de gravidade do corpo humano mas pode ser qualquer outro ponto significativo para a execução. A expressão básica é, então:

$$v_y(N) = \frac{y(N+1) - y(N-1)}{2\Delta t}$$

Nesta expressão a velocidade “v” na componente “y” no ponto “N” está relacionada com as posições conhecidas em “y” nos pontos “N -1” e “N+1” que acontecem com um intervalo de tempo “2Δt”, em que “Δt” é o intervalo de tempo entre duas recolhas sucessivas (entre 2 imagens de vídeo, por exemplo).

Esta expressão é conhecida como fórmula de diferença finita central. Por outro lado é possível aplicar o mesmo conceito mas não usando o “Δt” conhecido mas sim o conceito de intervalo de tempo infinitesimal (isto é, que tende para zero). Isto significa, calcular a derivada pela equação definida implicitamente, utilizando então o método de diferenciação implícita. Neste caso aplicam-se todas as regras³⁴ de derivação (diferenciação) conhecidas.

2.2.1 - Aplicação do método das diferenças finitas centrais

A **velocidade** depende da variação do deslocamento em ordem ao tempo. Estes valores de deslocamento devem ser obtidos com intervalos de tempo iguais e bem conhecidos. Para calcular a velocidade instantânea de uma posição $[x_N]$ são considerados o deslocamento, imediatamente anterior $[x_{N-1}]$, o

³⁴ A derivada de uma constante é zero ; a derivada da variável é igual a um ; regra da potência ; regra do produto ; regra do quociente.

deslocamento imediatamente posterior $[x_{N+1}]$ e o correspondente intervalo de tempo $[2\Delta t]$. Por exemplo, a velocidade na posição $[x_1]$, será:

$$v_{x_1} = \frac{(x_2) - (x_0)}{2\Delta t} \text{ e } v_{y_1} = \frac{(y_2) - (y_0)}{2\Delta t}. \text{ Este modo de calcular a velocidade tem o}$$

inconveniente de não ser possível de determinar a velocidade para as duas posições extremas, isto é, para a primeira e para a última posição.

A **aceleração** depende da variação da velocidade em ordem ao tempo. Estes valores de velocidade devem ser obtidos com intervalos de tempo iguais e bem conhecidos. Para calcular a aceleração instantânea de uma posição $[x_N]$ são considerados a velocidade imediatamente anterior $[v_{x_{N-1}}]$ ($[v_x]$ em $[t_{N-1}]$) e a velocidade imediatamente posterior $[v_{x_{N+1}}]$ ($[v_x]$ em $[t_{N+1}]$) e o correspondente intervalo de tempo $[2\Delta t]$. Por exemplo, a aceleração (instantânea) no ponto $[s_2]$, será:

$$a_{x_1} = \frac{v(x_2) - v(x_0)}{2\Delta t} \text{ e } a_{y_1} = \frac{v(y_2) - v(y_0)}{2\Delta t}, \text{ pelo que } [a_2^2 = a_{x2}^2 + a_{y2}^2]. \text{ Este modo de}$$

calcular a aceleração tem o inconveniente de não ser possível determinar a aceleração para as quatro posições extremas, isto é, para as duas primeiras e para as duas últimas posições.

Concluindo. Este método tem a vantagem de ser de fácil aplicação mas tem o inconveniente de não se conseguir calcular as velocidades e as acelerações nas condições de fronteira. Estas condições de fronteira entre fases da execução são cruciais para um bom conhecimento do controlo sobre o "início" e a "finalização" de uma fase. Recordo que as condições de fronteira são os instantes de coincidência entre duas fases motoras consecutivas.



O movimento linear do CoM não é uniforme nem retilíneo.

CONCLUSÃO

Dados fiáveis mas resultados pouco válidos para compreender com precisão como decorreu o Movimento

... não há acesso aos valores de velocidade da 1ª e da última imagem.

t	x (m)	y (m)
0.00	0.53	0.74
0.04	0.60	0.77
0.08	0.71	0.80
0.12	0.77	0.81
0.16	0.84	0.81
0.20	0.90	0.81
0.24	0.97	0.80
0.28	1.04	0.81
0.32	1.14	0.83
0.36	1.23	0.84

Imagem	t	x (m)	v
1	0.00	0.53	-
2	0.04	0.60	0.62 = (0.3 - 0.1) / (0.3 - 0.1)
3	0.08	0.71	1.39
4	0.12	0.77	1.59
5	0.16	0.84	1.58
6	0.20	0.90	1.59
7	0.24	0.99	1.70
8	0.28	1.04	2.19
9	0.32	1.14	2.39
10	0.36	1.23	2.42

Imagem	t	v
1	0.00	-
2	0.04	1.25
3	0.08	1.27
4	0.12	1.61
5	0.16	1.59
6	0.20	1.60
7	0.24	1.70
8	0.28	2.22
9	0.32	2.42
10	0.36	-

2.2.2 - Aplicação do método da diferenciação implícita –

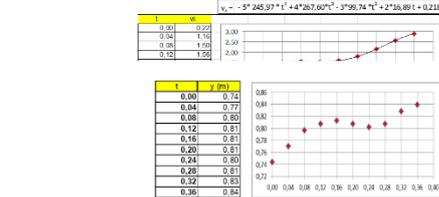


Recorda-se que a **velocidade instantânea** $[v]$, ou velocidade no instante $[t]$, é um vector tangente à curva contínua que foi ajustada ao deslocamento. Algebricamente, a velocidade (instantânea) horizontal em $[t]$, é a derivada em ordem ao tempo do polinómio que traduz o deslocamento horizontal: $[v_x(t) = ds_x/dt]$; e de igual modo, a velocidade (instantânea) vertical em $[t]$, é a derivada em ordem ao tempo do polinómio que traduz o deslocamento vertical: $[v_y(t) = ds_y/dt]$; a velocidade no instante $[t]$, é $[v^2(t) = v_x^2(t) + v_y^2(t)]$.

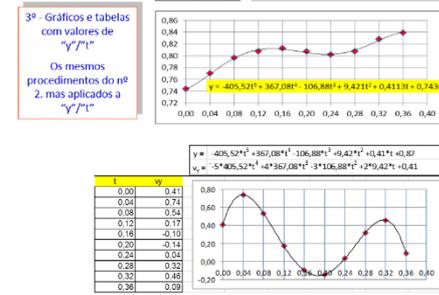
vertical em $[t]$, é a derivada em ordem ao tempo do polinómio que traduz o deslocamento vertical: $[v_y(t) = ds_y/dt]$; a velocidade no instante $[t]$, é $[v^2(t) = v_x^2(t) + v_y^2(t)]$.



Por integração da velocidade é calculada a variação do deslocamento: $[\int v_x = \Delta s_x]$, e $[\int v_y = \Delta s_y]$.

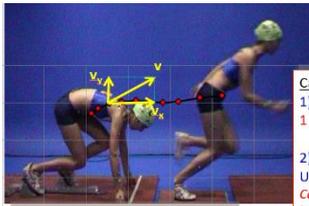


A **aceleração instantânea**, ou aceleração no instante $[t]$, é um vector tangente à curva contínua que foi construída com os valores de velocidade. Algebricamente, a aceleração (instantânea) horizontal em $[t]$, é a derivada em ordem ao tempo do polinómio que traduz a velocidade horizontal - $[a_x(t) = dv_x/dt]$; e de igual modo, a aceleração (instantânea) vertical em $[t]$, é a derivada em ordem ao tempo do polinómio que traduz a velocidade vertical - $[a_y(t) = dv_y/dt]$; a aceleração no instante $[t]$, é $[a^2(t) = a_x^2(t) + a_y^2(t)]$.



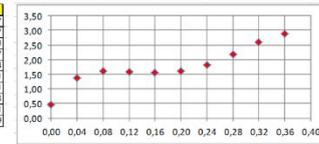
Por integração da aceleração é calculada a variação da velocidade:

$$\int a \cdot dx = \Delta v_x, \text{ e } \int a \cdot dy = \Delta v_y.$$



4º - Gráficos e tabelas com valores da intensidade de "v"/"t"

t	x	y	v (m/s)
0,00	0,22	0,41	0,47
0,04	1,16	0,74	1,37
0,08	1,90	0,99	1,60
0,12	1,96	0,77	1,57
0,16	1,54	-0,10	1,54
0,20	1,00	-0,74	1,61
0,24	1,81	0,04	1,81
0,28	2,16	0,32	2,18
0,32	2,97	0,46	2,61
0,36	2,88	0,09	2,88



Características do vector "velocidade" [v]
 1) "Ponto de aplicação"
 1 ponto do corpo (na imagem: CoM)
 2) "Intensidade" – medida do valor de ação
 Unidades: [m/s] muitas vezes escrito [ms⁻¹]
 Calcular a intensidade de [v] sabendo as intensidades das componentes [v_x] e [v_y], por aplicação do teorema de Pitágoras:

$$v = \sqrt{(v_x)^2 + (v_y)^2}$$

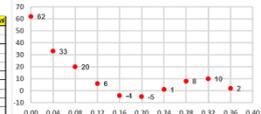

5º - Tabelas com valores da orientação espacial 2D do vector velocidade "v"

t	x	y	v(m/s)	ângulo com horizontal
0,00	0,22	0,41	0,47	62
0,04	1,16	0,74	1,37	33
0,08	1,90	0,99	1,60	20
0,12	1,96	0,77	1,57	6
0,16	1,54	-0,10	1,54	-4
0,20	1,00	-0,74	1,61	-5
0,24	1,81	0,04	1,81	1
0,28	2,16	0,32	2,18	8
0,32	2,97	0,46	2,61	10
0,36	2,88	0,09	2,88	2

3) "Orientação espacial" – direcção e sentido da acção, mede a predominância vertical ou horizontal da acção da velocidade. A medida é dada pelo "ângulo" do vector "Velocidade" em relação à horizontal (medida em graus ou radianos):
 Calcular o ângulo de [v] com a horizontal sabendo as componentes [v_x] e [v_y], por aplicação da equação trigonométrica:

$$\text{arctg} = v_y / v_x$$

arctg – é o "arco tangente" do ângulo, isto é o "ângulo cuja tangente"



Concluindo. Este método tem a desvantagem de ser mais demorado que o método anterior (diferenças finitas) mas a vantagem de se conseguir calcular as velocidades e as acelerações nas condições de fronteira.

2.3 - Determinação das componentes de velocidade angular e de aceleração angular com base nos valores de deslocamento angular de um dado segmento do corpo humano

O segmento referido pode ser: a) um qualquer segmento anatómico definido por um comprimento [R] (normalmente encontrado a partir das coordenadas obtidas por digitalização das suas extremidades); b) um comprimento [R] definido entre o centro de gravidade de uma cadeia cinemática e o eixo de rotação para a mesma cadeia cinemática; c) um comprimento [R] definido entre o centro de gravidade do corpo e o centro de apoio do corpo.

O **deslocamento angular** depende da variação das posições angulares sucessivas. Estas coordenadas de posição angular [φ]³⁵ devem ser obtidas com

³⁵ Continua a ser referido um espaço bidimensional.

intervalos de tempo iguais e bem conhecidos $[\Delta t]$. As coordenadas angulares de posição são obtidas através das medidas angulares que medem o ângulo que o segmento longitudinal do corpo tem com o eixo dos (xx). O registo video (habitual) é feito a 25 imagens por segundo. Assim, podem obter-se as posições (φ) com $1/25$ do segundo de intervalo de tempo $[\Delta t=1/25 \text{ s}]$ e reconstruir-se o deslocamento considerado. Considerando que o deslocamento total é uma sucessão de (N) posições (0, 1, 2, 3, ..., N) o deslocamento angular total é uma soma de (N-1) parcelas e cada parcela é o ângulo medido de uma posição angular para a seguinte durante o intervalo de tempo conhecido. Um gráfico de posições angulares em ordem ao tempo é elaborado: no eixo vertical registam-se as posições angulares medidas no eixo dos (xx) e no eixo horizontal os vários instantes de tempo considerados (Para $t=0$ a coordenada φ_0 ; para $t=1$ a coordenada φ_1 ; e assim sucessivamente até, para $t=N$ a coordenada φ_N). Por exemplo, o deslocamento angular da posição $[\varphi_0]$ no instante $[t=0]$ para a posição $[\varphi_1]$ no instante $[t=1]$ será: $[\theta_1=\varphi_1-\varphi_0]$. Os deslocamentos assim obtidos são deslocamentos angulares “médios” de uma posição angular para a seguinte (mesmo que o intervalo de tempo tenha sido o de $1/25$ do segundo como referido).

Um deslocamento angular contínuo é obtido se uma curva contínua estiver ajustada ao percurso angular desde a posição $[0]$ em $[t=0]$ até à posição $[N]$ em $[t=N]$. Como a cada curva contínua corresponde uma equação matemática, se se encontrar a mais ajustada equação encontram-se todos as posições de um percurso para qualquer instante $[t]$ mesmo que este não tenha sido medido directamente. Para encontrar a equação mais ajustada são empregues vários métodos de “assentamento” de curvas (“mínimos quadrados”, “splines”, etc.), tal como para os deslocamentos lineares. Por exemplo: A um deslocamento angular correspondente um polinómio do 2º grau - $[\theta= f(t) = at^2+bt+c]$.

A **velocidade angular** depende da variação do deslocamento angular em ordem ao tempo. Estes valores de deslocamento devem ser obtidos com intervalos de tempo iguais e bem conhecidos, $[\Delta t]$. Os valores de deslocamento angulares são

obtidos através das medidas efectuadas no gráfico de deslocamento angular obtidos como descrito nos parágrafos anteriores. Para calcular a velocidade angular média $[\omega]$ em $[t=1]$ são considerados o deslocamento imediatamente anterior $[\theta]$ em $[t-1]$, o deslocamento imediatamente posterior $[\theta]$ em $[t+1]$, e o correspondente intervalo de tempo $[2\Delta t]$. Por exemplo para calcular a velocidade angular em $[t=1]$ será, $[\omega_1=(\theta_2-\theta_0)/2\Delta t]$. Este modo de calcular a velocidade tem o inconveniente de não ser possível de determinar a velocidade em $[t=0]$ e $[t=N]$. A velocidade angular instantânea, em $[t]$, é a derivada em ordem ao tempo do polinómio que traduz o deslocamento angular - $[\omega(t) = d\theta/dt]$. Por integração da velocidade é calculada a variação do deslocamento: $[\int \omega = \Delta\theta]$.

A **aceleração angular** depende da variação da velocidade angular em ordem ao tempo. Estes valores da velocidade devem ser obtidos com intervalos de tempo iguais e bem conhecidos. Os valores de velocidade angular são obtidos através das medidas efectuadas no gráfico de velocidade angular, obtidos como descrito nos parágrafos anteriores. Para calcular a aceleração angular média $[\alpha]$ são consideradas as velocidades angulares imediatamente anterior $[\omega_{N-1}]$, a velocidade angular imediatamente posterior $[\omega_{N+1}]$ e o correspondente intervalo de tempo $[2\Delta t]$. Por exemplo para calcular a aceleração angular em $[t=2]$ será, $[\alpha_2=(\omega_3-\omega_1)/2\Delta t]$. Este modo de calcular a aceleração angular tem o inconveniente de não ser possível de a determinar em $[t=0]$, $[t=1]$, $[t=N-1]$, e $[t=N]$.

A aceleração angular instantânea, em $[t]$, é a derivada em ordem ao tempo do polinómio que traduz a velocidade angular - $[\alpha(t) = d\omega/dt]$. Por integração da aceleração angular é calculada a variação da velocidade angular: $[\int \alpha = \Delta\omega]$.

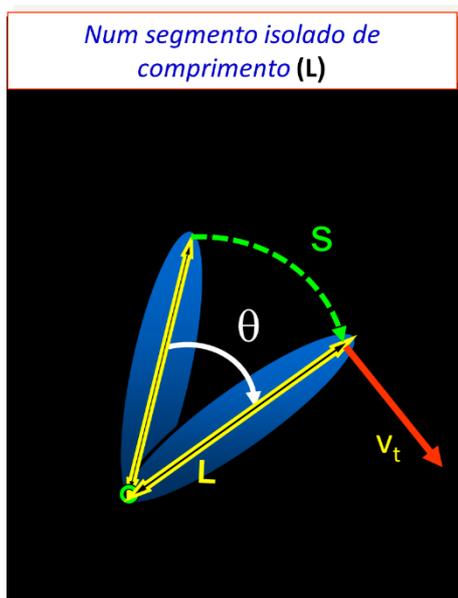
3 - Efeitos conjugados dos movimentos de translação, de rotação e dos dados antropométricos dos segmentos anatómicos

Recapitulando, num corpo rígido em rotação, o percurso [s] de um qualquer ponto desse corpo é proporcional ao deslocamento angular [θ] do corpo e ao comprimento [R] da linha que une o eixo de rotação e o ponto considerado. Este aspecto é muito importante porque a medida de [R] é determinante para todos os cálculos. Por exemplo, o [R] de uma extremidade à outra é determinado a partir da diferença de coordenadas das duas extremidades. O [R] da extremidade fixa ao centro de gravidade é determinado a partir da diferença de coordenadas da extremidade fixa e as coordenadas do centro de gravidade do segmento considerado.

3.1 - Velocidade tangencial por efeito conjugado da velocidade angular e das medidas do segmento anatómico –

A) Caso geral:

A velocidade tangencial da extremidade livre de um segmento que está apoiado num eixo de rotação interno cuja velocidade é zero [$v_0=0$] é determinada do seguinte modo:



O intervalo de tempo (Δt) que demora a percorrer o deslocamento angular (θ) dá acesso à velocidade angular (ω) e à velocidade tangencial (v_t) da extremidade do segmento

$$s = L \cdot \theta$$

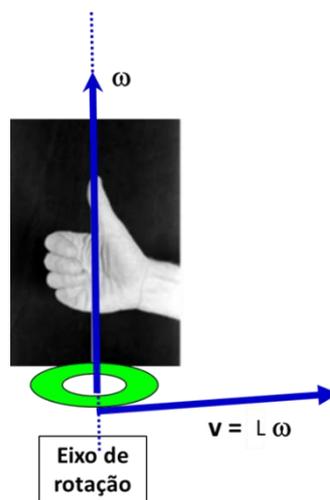
$$s/\Delta t = L \cdot \theta/\Delta t$$

$$v_t = L \cdot \omega$$

Considerando o desenho anterior: O segmento roda em torno do eixo que passa por uma das suas extremidades. A principal causa da velocidade³⁶ da extremidade superior do segmento é o efeito conjugado do movimento rotação do segmento anatómico e da respectiva medida de comprimento. A rotação do segmento é quantificada pela velocidade angular $[\omega]$ - todos os pontos do corpo têm a mesma velocidade angular; a medida de comprimento é quantificada pelo comprimento longitudinal do segmento $[L]$. A velocidade determinada é, então, uma velocidade tangencial que será designada por $[vt]$. Genericamente, para outro qualquer ponto do segmento é obtido outro valor para a velocidade tangencial $[vt]$ porque a distância da extremidade fixa ao ponto considerado $[L]$. Como $[L]$ tem um valor diferente para cada ponto do corpo, o produto $[\omega L]$ também tem um valor diferente para cada ponto do segmento. A velocidade assim determinada é representada por um vector velocidade perpendicular à linha que une o eixo de rotação e o ponto considerado, vector esse que tangente ao percurso curvilíneo percorrido pelo seu ponto de aplicação. A intensidade dessa velocidade tangencial é calculada pela expressão $[vt = \omega L]$.

B) O efeito é 3D e não apenas 2D

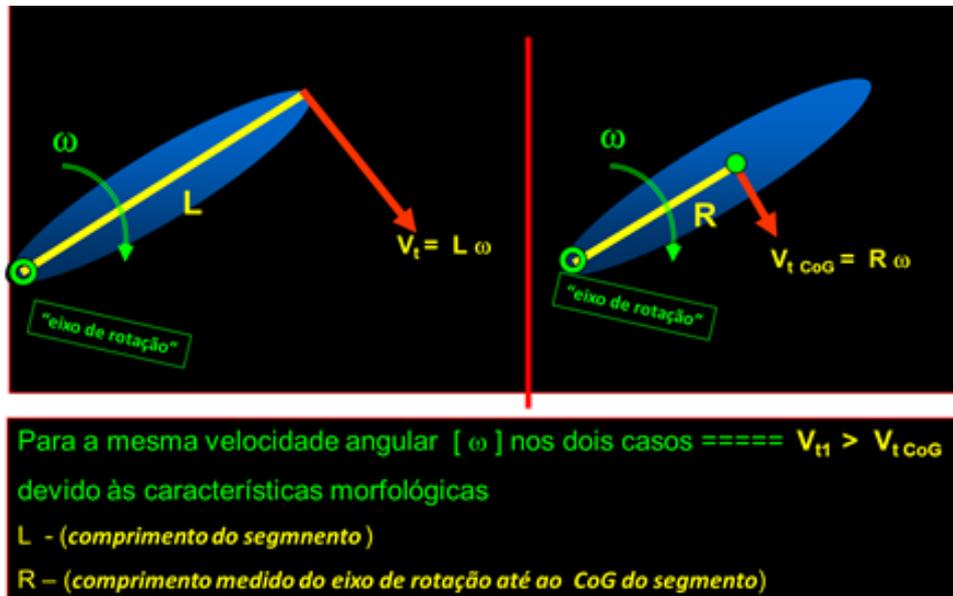
No parágrafo anterior é indicado o método para determinar a *intensidade* da velocidade angular. As restantes características do vector (que representa a velocidade angular) necessitam de uma representação tridimensional. Este vector é perpendicular ao plano do deslocamento angular. O *ponto de aplicação* é coincidente com o centro de rotação instantâneo. A *direcção* é coincidente com o eixo de rotação do corpo rígido. O *sentido* é encontrado com a “regra do polegar da mão direita” (como no desenho seguinte):



³⁶ Velocidade linear, medida num referencial global.

C) A velocidade tangencial do Centro de massa do segmento é inferior à velocidade da extremidade do mesmo segmento

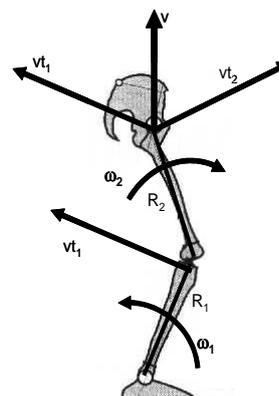
Como é lógico, uma vez que "R" é menor que "L" também a "2vt" associada ao Centro de massa é menor:



3.2 - Velocidade da extremidade de uma cadeia cinemática por efeito conjugado de dois movimentos de rotação

A velocidade tangencial da extremidade livre de uma cadeia cinemática aberta com dois segmentos em rotação (um dos segmentos está apoiado num eixo de rotação interno cuja velocidade é zero, o outro segmento está apoiado num eixo de rotação interno cuja velocidade não é zero) é determinada do seguinte modo:

No desenho: A velocidade da extremidade superior (“coxo-femural”) é o efeito conjugado do movimento de translação de um segmento (a “coxa”) e do movimento de rotação do mesmo segmento. O movimento de translação é quantificado pela velocidade $[v_1]$ porque todos os pontos do corpo “coxa” estão sujeitos a esta velocidade $[v_1]$ (a causa advém da relação $[v_1 = R_1 \omega_1]$). Simultaneamente, a extremidade superior (“coxo-femural”) está sujeita ao efeito $[v_2]$ (a causa advém da relação $[v_2 = R_2 \omega_2]$). A consequência final $[v]$ é o resultado da soma vectorial de $[v_1]$ e $[v_2]$.



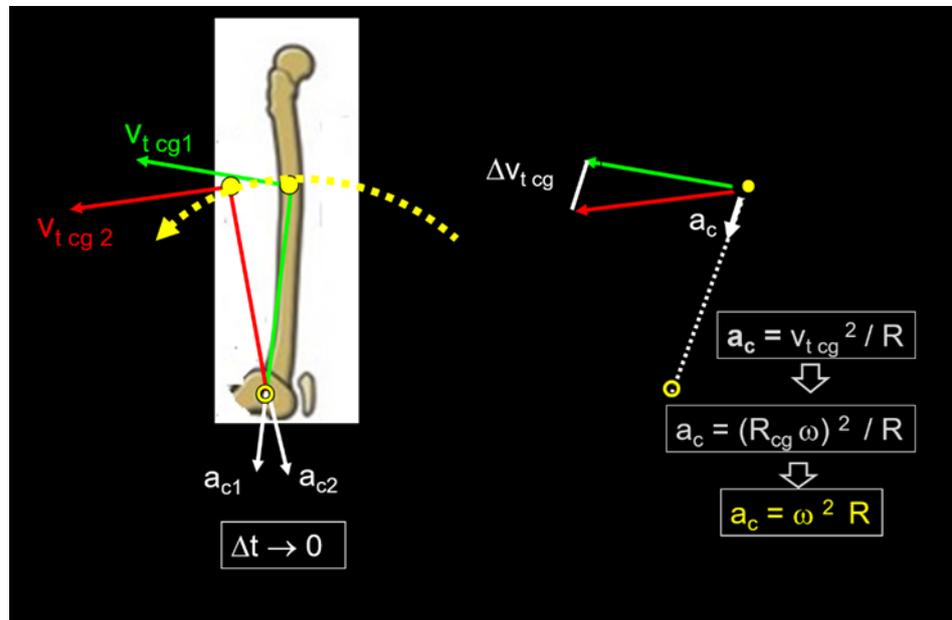
A velocidade da extremidade de uma cadeia cinemática tem como causa principal a associação das velocidades das extremidades dos segmentos que compõem essa cadeia, no entanto, a análise apesar de correcta e didáctica é incompleta. A velocidade da extremidade considerada depende de mais factores, nomeadamente, a variação ao longo do tempo desta velocidade associada à massa dos segmentos, do efeito do campo gravítico sobre a massa do segmento acima do vector velocidade considerado e dos constrangimentos articulares.

3.3 - Aceleração centrípeta por efeito da alteração da posição angular de um segmento –

A simples rotação de um segmento provoca em qualquer ponto desse segmento uma velocidade. Assumindo $[R]$ como a distância do Centro de massa ao eixo de rotação, designamos $[v_{t1\ cg}]$ para a velocidade tangencial associada ao Centro de gravidade. O vector é tangencial ao percurso curvilíneo do ponto de aplicação desse vector. O deslocamento do ponto de aplicação de uma posição para outra implica um determinado intervalo de tempo $[\Delta t]$. Mesmo que não mude de intensidade o vector $[v_{t1\ cg}]$ muda de direcção ao passar da primeira posição para a segunda posição $[v_{t2\ cg}]$ (ao fim do intervalo de tempo $[\Delta t]$ considerado). A mudança verificada de $[v_{t\ cg1}]$ em $[t_1]$ para $[v_{t\ cg2}]$ em $[t_2]$ é registada por uma variação vectorial traduzida por um vector $[\Delta v]$. Este novo

vector $[\Delta v]$ tem a mesma direcção de $[R]$ e o seu sentido é definido pelo eixo definido entre o centro de massa do segmento e o eixo de rotação, isto é, o sentido centrípeta do deslocamento angular do segmento. Genericamente e por definição $[a = \Delta v]$, como no caso presente o vector $[\Delta v]$ tem sentido centrípeta, a aceleração assim desenvolvida também é uma aceleração centrípeta $[a_c]$. Portanto, num segmento com deslocamento angular há um efeito de aceleração centrípeta provocado pela alteração da posição do ponto de aplicação do vector velocidade gerada pelo efeito conjugado da velocidade angular e das medidas do segmento.

Considerando no desenho seguinte a variação de orientação espacial do vector velocidade entre as duas posições do centro de gravidade do segmento (de $[v_{t1} \text{ cvg}]$ em $[t1]$ para $[v_{t2} \text{ cg1}]$ em $[t2]$) indicada por $[\Delta v]$, termos: $[a_c = v^2 / R]$ ou, $[a_c = \omega^2 R]$.



IV - ELEMENTOS DE DINÂMICA PARA ANÁLISE BIOMECÂNICA

1 - Descrição dos elementos de dinâmica de translação e de rotação

A descrição e análise dos movimentos de translação e de rotação tem sido concretizada, apenas, com base em grandezas cinemáticas, mas para uma análise dinâmica completa devem ser incluídos os efeitos causados: a) Primeiro, pelos elementos morfológicos inerentes à massa do corpo ou dos segmentos anatómicos. A inércia como resistência à alteração do estado cinético linear e o Momento de inércia como resistência à alteração do estado cinético angular por efeito da distribuição da massa relativamente ao eixo de rotação; b) pelos efeitos provocados pelas forças (por exemplo, “efeito da força gravítica”; “efeito da força reactiva do apoio”, etc.). De seguida sistematiza-se a parametrização dos elementos dinâmicos básicos para uma análise de âmbito biomecânico:

m (massa)	Mi (Momento de inércia)	PARÂMETROS DA MORFOLOGIA DO CORPO OU DOS SEGMENTOS
PARÂMETROS MECÂNICOS LINEARES	PARÂMETROS MECÂNICOS ANGULARES	
F = ma (Força)	Mf = Mi α ou Mf = F d (Momento de força)	
I = F Δt (Impulso)	Ir = Mf Δt (Impulso rotacional)	
Q = mv (Quantidade de mov.)	Ma = Mi ω (Momento angular)	
W = F Δs (Trabalho)	Wr = Mf Δθ (Trabalho rotacional)	
P_{ot} = F v (Potência)	P_{ot art} = Mf ω (Potência articular)	
Ec = ½ m v² (Energia cinética)	Er = ½ Mi ω² (Energia rotacional)	
Ep = m g h (Energia potencial)		

1.1 - Inércia e Momento de inércia

	<i>Inércia - m</i>
Descrição	Resistência à alteração do estado cinético linear por efeito da massa do corpo.
Eq. de Definição	Não tem, é uma grandeza base
Unidades	Kg

	<i>Momento de inércia - Mi</i>
Descrição	Resistência à alteração do estado cinético angular por efeito da distribuição da massa relativamente ao eixo de rotação ($\iint md_x dy$)
Eq. de Definição	$Mi = md^2$ (d - distância do eixo de rotação ao cg do corpo)
Unidades	$Kg m^2$

1.2 - Momento de Inércia de uma cadeia cinemática

Se se pretende determinar o Mi de uma cadeia cinemática (ou de todo o corpo) que roda em torno de um eixo coincidente com uma das suas extremidades (a partir daqui designado por "A") o método de determinação do Mi^A de cada um dos segmentos que constituem essa cadeia cinemática implica o conhecimento de $[i_{cg}]$ além do conhecimento de $[md^2]$: $[Mi^A] = i_{cg} + md^2$

[Mi^A] - Momento de inércia de um segmento da cadeia cinemática que roda em torno do eixo "A";

[m] - Massa do segmento. O respectivo valor é determinado a partir de tabelas adequadas;

[d] - Distância entre o cg do segmento e o eixo "A".

[i_{cg}] - Momento de inércia do segmento em relação ao eixo que passa pelo cg do segmento e é paralelo ao eixo de rotação "A". O respectivo valor é determinado a partir de tabelas adequadas e o processo de cálculo é semelhante ao empregue para cálculo do cg pelo método de segmentação.

Tabela³⁷ de massas relativas (m_n) e do respectivo momento de inércia no plano sagital [i_{cg}]

(unidades de [i_{cg}] - Kg m²)

Segmento	(m_n)	[i_{cg}]
Cabeça+P.	0,081	0,0164
Tronco	0,497	1,0876
Braço	0,028	0,0133
Antebraço	0,016	0,0065
Mão	0,006	0,0008
Coxa	0,100	0,1157
Perna	0,047	0,0392
Pé	0,014	0,0030

Exemplo da aplicação da equação [$Mi^{\circ}A^{\circ} = i_{cg} + md^2$]:

Calcular [$Mi^{\circ}A^{\circ}$] do membro inferior durante a fase de recuperação aérea durante a corrida para um excutante com 70,00 kg de massa total. As distâncias dos c.g. dos vários segmentos ao eixo “A” (“A” - eixo que passa pela coxo-femural) são:

$$d(\text{coxa}) = d1 = 0,30 \text{ m}$$

$$d(\text{perna}) = d2 = 0,40 \text{ m}$$

$$d(\text{pé}) = d3 = 0,50 \text{ m}$$

$$\begin{aligned} Mi^{\circ}A^{\circ} &= (0,1157+(0,100 \times 70,00) \times (0,30^2)) + \\ &+ (0,0392+(0,047 \times 70,00) \times (0,40^2)) + \\ &+ (0,0030+(0,014 \times 70,00) \times (0,50^2)) = \\ &= 1,5593 \text{ Kg m}^2 \end{aligned}$$

³⁷ Os valores de massas relativas são os mesmos que empregues anteriormente para cálculo do c.g. e os valores dos I_{cg} são adaptados de Chandler et al. (1975), citado por Roger Enoka (1994) in, “Neuromechanical basis of Kinesiology” p.44.

1.3 - Quantidade de movimento e Momento angular

	Quantidade de movimento³⁸ -Q
Descrição	Varição do deslocamento de um corpo por efeito conjugado da inércia e da velocidade desse mesmo corpo.
Eq. Definição	$Q = m v$
Unidades	Kg m s^{-1}

	Momento angular - Ma
Descrição	Varição do deslocamento angular de um corpo por efeito conjugado do momento de inércia e da velocidade angular desse mesmo corpo.
Eq. Definição	$Ma = Mi \omega$
Unidades	$\text{Kg m}^2 \text{s}^{-1}$

1.4 - Força e Momento de Força

A classificação genérica de forças internas e externas é muito usada em Biomecânica. De um modo geral designa-se por forças externas as que têm origem fora do corpo, com especial destaque para a força da gravidade. Por este critério o efeito da contracção muscular (força muscular³⁹) é uma força interna, mas, pelo carácter relativo da classificação interna/externa, a mesma força muscular é uma força externa quando observada em relação ao efeito que provoca no local da inserção muscular. De um modo analítico pode considerar-se que as forças internas são geradas por duas razões: a) para provocar movimentos nos segmentos corporais (e por consequência no centro de gravidade do corpo); b) para “equilibrar/desequilibrar” forças externas. As duas alíneas só conceptualmente se separam. De acordo com o objectivo da tarefa o

³⁸ Também designado “Momento linear”

³⁹ A designação de força muscular em paralelo com a designação força é necessária porque os dois conceitos não são idênticos. A força muscular é uma noção de âmbito biológico, a força é uma noção de âmbito físico. Na literatura anglo-saxónica os dois conceitos são distintos pelos termos “strength” para “força muscular” e “force” para o “força”. Em Biomecânica é sistematicamente usado o termo força como uma consequência da acção conjunta dos efeitos internos e/ou externos, isto é, a força é estudada como uma produção do sistema locomotor resultante das solicitações mecânicas exteriores.

executante procura o melhor percurso para os respectivos segmentos corporais mas estas acções só são eficientes se as forças internas associarem os respectivos efeitos às acções das forças externas. Uma segunda classificação é necessária: forças activas (geradas por um corpo) e forças reactivas (iguais mas de sentido contrário às forças activas; geradas por resistência do apoio).

Força - F	
Descrição	Variação do estado cinético de um corpo por associação da inércia e da aceleração desse mesmo corpo e por efeito da acção conjugada da inércia e aceleração de um segundo corpo. A linha de acção do efeito do segundo corpo passa pelo cg do primeiro corpo.
Eq. de Definição	$F=ma$
Unidades	N (Newton)

Momento de força - Mf	
Descrição	Variação do momento angular de um corpo por efeito de uma força externa. Ou, efeito de rotação provocado por acção de uma força. Uma força só provoca uma variação do momento angular se a respectiva linha de acção não passar pelo c.g. do corpo em que é provocado o efeito de rotação.
Eq. de Definição	Para Mf como sendo ΔMa : $Mf = Mi \alpha$ Para Mf como resultado de F externa: $Mf = F L$ (L- distância da linha de acção da força externa ao eixo de rotação do corpo que roda).
Unidades	$Kg m^2 s^{-2}$, ou, N m

1.5 – Trabalho e Trabalho Rotacional (Estabilidade articular); Energia e Energia Rotacional

De um modo geral designa-se por Trabalho a associação do resultado da aplicação de uma Força ou de um Momento de força com os deslocamentos (lineares ou angulares) do corpo em análise. No entanto, a classificação genérica de Trabalho é muito vezes substituída pelas noções de Energia. Energia cinética [$E_c = \frac{1}{2} m v^2$] para Trabalho; Energia Rotacional [$E_r = \frac{1}{2} M_i \omega^2$] para Trabalho rotacional. A substituição (de Trabalho por Energia) é lógica para os casos em que há hipótese de analisar as causas, caso do Trabalho, ou as consequências (Energia) No Trabalho há acesso à Força que origina o Trabalho (ou, o Momento de Força que origina o Trabalho Rotacional). No caso do estudo da Energia, são associados os dados de inércia aos parâmetros mensuráveis na execução (velocidade e velocidade angular).

	<i>Trabalho - W</i>
Descrição	Variação do estado cinético de um corpo por associação da força (externa ao corpo) e do deslocamento do centro de gravidade desse mesmo corpo. A linha de acção do efeito da força externa passa pelo cg do primeiro corpo.
Eq. de Definição	$W = \int F ds$
Unidades	J (Joule)

	<i>Trabalho Rotacional (Estabilidade articular) - W_r</i>
Descrição	Variação do estado cinético <u>angular</u> de um corpo por associação do efeito da resultante de todos os Momento de força aplicados ao corpo e em associado com deslocamento angular do corpo. Este deslocamento angular é medido tendo como referencial o eixo de rotação do corpo.
Eq. de Definição	$W_r = \int M_F d\theta$
Unidades	J (Joule)

1.6 – Potência e Potência Rotacional (Potência Articular)

A classificação genérica de Potência é muito usada (e útil) em Biomecânica. De um modo geral designa-se por Potência a associação do resultado da aplicação de uma Força ou de um Momento de força com as velocidades (lineares ou angulares) do corpo em análise.

O comportamento de produção e absorção de potência em qualquer articulação implica um desenvolvimento de fases de contração muscular predominantemente concêntrica alternadas com fases de contração excêntrica.

No estudo da Potência articular, entende-se por Momento de força, o Momento de força resultante aplicado no eixo de rotação da articulação em estudo. Entende-se por velocidade angular, a velocidade angular intersegmentar. Esta velocidade angular é medida tendo como referencial o eixo de rotação da articulação.

Nas fases de contração muscular concêntrica, há produção de energia articular, o Momento de força, e a velocidade angular têm o mesmo sentido.

Nas fases de contração muscular excêntrica, há absorção de energia articular, o Momento de força, e a velocidade angular têm sentidos opostos.

	Potência - P
Descrição	Variação do estado cinético de um corpo por associação Momento de força e da velocidade do centro de gravidade desse mesmo corpo
Eq. de Definição	$P = \int F dv$
Unidades	W (Watt)

	Potência Rotacional (Potência Articular) - Pr
Descrição	Variação do estado cinético <u>angular</u> de um corpo por associação do efeito da resultante de todos os Momento de força aplicados ao corpo e em associado com a velocidade angular do corpo.
Eq. de Definição	$Pr = \int M_F d\omega$
Unidades	W (watt)

2. – Relações entre o Trabalho Rotacional ou Estabilidade articular e a Potência Articular

A análise do comportamento do Trabalho rotacional durante uma execução dá acesso ao estudo da Estabilidade articular.

O comportamento do Trabalho rotacional pode ser interpretado à luz das noções de rigidez dos materiais, ou melhor, do comportamento de controlo sobre os parâmetros que determinam uma variação controlada da “força” que o executante desenvolve para manter dois segmentos anatómicos adjacentes na “posição”. Designo o resultado deste controlo como “rigidez dinâmica articular”, numa tradução livre de “dynamic joint stiffness”.

Portanto, a rigidez dinâmica como indicador da estabilidade articular pode em resumo ser interpretada como através do comportamento de produção e absorção de potência articular⁴⁰ implica um desenvolvimento de fases de contracção muscular predominantemente concêntrica alternadas com fases de contracção excêntrica. Esta abordagem associa, por um lado, que o trabalho muscular é acentuadamente isotónico e que, por outro lado, o investigador apenas toma em conta o comportamento, ao longo do tempo, do momento de força resultante e a posição angular intersegmentar associada. Este resultado final é estudado de um modo simplificado como o resultado de um controlo sobre os grupos agonistas e antagonistas que actuam na articulação em estudo, mas, o executante que está a controlar o deslocamento intersegmentar de acordo com o seu objectivo motor não pensa em músculos, pensa em deslocamentos e adapta a velocidade angular ao objectivo de acordo com a percepção que tem das informações que recebe dos elementos estruturais e funcionais em presença. Esta capacidade de percepção depende da informação que é disponibilizada sobre as características desses elementos e, fundamentalmente, da capacidade do sistema nervoso as integrar e emitir ordens de controlo efectivas, eficazes e se possível, eficientes. Por exemplo, uma velocidade angular intersegmentar nula pode não ser o objectivo do executante mas o resultado de uma enorme e incontrolável espasticidade muscular. Há uma enorme rigidez mas não se apresenta adaptada ao objectivo motor. No limite, o registo poderá ser o de um momento de força nulo porque as forças agonistas e antagonistas se anulam e, portanto, provocam uma velocidade angular nula. Ao inverso, definido o objectivo como velocidade angular intersegmentar nula o executante pode não controlar convenientemente a relação intersegmentar

⁴⁰ Ver o capítulo seguinte

havendo um desequilíbrio agonista / antagonista. Propomos que a capacidade de observação do investigador delimite se há desvios ao objectivo motor não só durante a recolha de dados como na interpretação dos mesmos e em complemento que continue a linha de investigação em que apenas trabalhamos com dados observáveis e registáveis, isto é, com parâmetros cinemáticos directamente registados (posições) ou deduzidos (velocidades, acelerações) e com parâmetros cinéticos registados (forças reactivas obtidas por sensores de força) e deduzidos por dinâmica inversa.

2.1 – Avaliação e Análise da Estabilidade Articular

Adaptando da Mecânica dos Materiais e numa perspectiva biomecânica, o conceito de Rigidez é significado da Bioresistência. Característica desenvolvida pelos materiais biológicos presentes e pode é utilizado na construção dum indicador de Estabilidade Articular. Numa primeira abordagem a avaliação da Estabilidade Articular depende da capacidade do investigador determinar algumas das características que respondem ao objectivo motor, sejam, o alinhamento anatómico, a carga intersegmentar, a velocidade angular, a idade biológica do executante, resistência às forças exteriores. No entanto é necessária uma maior abrangência em dois campos de análise. Primeiro, se os graus de liberdade redundantes são controlados, há uma associação da velocidade angular às características de inércia dos segmentos apoiados numa dada articulação. Neste caso, a noção base é a de que a transmissão de força de um segmento anatómico para o seu adjacente é tanto mais eficiente quanto mais estável estiver a articulação. Segundo, enquanto os momentos de força são desencadeados há um campo de análise determinado pela capacidade de medir a energia rotacional em presença implicando o desenvolvimento de modelos que traduzam o papel dos elementos activos e passivos do complexo articular em questão. Por outro lado, um dos componentes decisivos da estabilidade está relacionado com a rigidez própria das estruturas musculares durante a sua própria alteração de comprimento ou durante o desempenho dos mecanismos de rotação de um segmento em relação ao seu adjacente. O cálculo de um parâmetro que quantifique o estado de rigidez tem sido proposto por vários autores e com diversas abordagens Por exemplo, a Lei de Hook que mede stress. No entanto, se considerarmos que a capacidade em manter a articulação estável depende, essencialmente, da relação constante gerada entre o momento de força desestabilizador e das capacidades das estruturas musculares e articulares presentes e prontas a contrariar estes desequilíbrios, teremos acesso aos dados de rigidez através da variação angular intersegmentar que está associada instantaneamente aos momentos de força de tensão produzidos. Esta solução mostra-se prática na medida em que, através da utilização de

metodologias associadas à dinâmica inversa é relativamente acessível determinar aquela relação instantânea gerada entre ao momento de força e a posição angular intersegmentar, ou rigidez rotacional. No entanto há um vai-vem constante que corresponde ao controlo sobre os mecanismos que produzem a energia rotacional e correspondem sistematicamente a uma conjugação dos sentidos em que consideramos a orientação da velocidade angular do tornozelo e do momento de força resultante que aí actua. Genericamente, há produção de energia na articulação se os dois parâmetros têm o mesmo sentido, há absorção de energia se têm sentidos contrários. Propomos que este critério de produção / absorção de energia mecânica seja um critério para a análise da rigidez rotacional na generalidade de situações. A metodologia proposta implica que para cada execução sejam definidos os intervalos de tempo em que se há absorção ou produção de energia mecânica encontrando, assim, um critério de divisão não por fases da tarefa baseada em aspectos exteriores da execução mas sim por um critério baseado em aspectos objectivados pela dinâmica do desempenho. A determinação tradicional da inclinação da recta de regressão sobre a totalidade dos dados correspondentes à relação Momento articular / deslocamentos angular do tornozelo é substituída numa primeira fase por dois valores de rigidez rotacional – valor da rigidez de absorção e valor da rigidez de produção.

3 - Eficiência como fenómeno de transferência e componentes da Energia Mecânica

A definição estrita de eficiência relaciona o trabalho produzido com a energia mecânica consumida para o efeito: $[W/En]$. Quanto mais eficiente o fenómeno de transferência de energia mecânica para trabalho menos perdas energéticas. A situação eficiente ideal implicaria que toda a energia mecânica fosse transformada em trabalho e portanto: $[(W/En)=1]$. A outra situação limite, a ineficiência, implica que: $[(W/En) =0]$.

No corpo humano interessa considerar que a passagem de energia mecânica de um segmento para outro implica um fenómeno de transferência bem delimitado morfológica e anatomicamente: A energia mecânica do primeiro segmento é transferida para o trabalho exteriorizado no segundo segmento. Seja de um segmento anatómico para outro, seja do corpo para um objecto exterior, seja do corpo para o apoio. Mecanicamente diz-se que, a variação da Energia mecânica

de um corpo provoca uma quantidade de trabalho num segundo corpo [$\Delta E_n = W$]. Esta equação considera a situação de eficiência ideal em que toda a variação de energia é transferida para o segundo corpo. A situação geral é igual mas acrescida das perdas por transferência [$\Delta E_n = W + \text{“perdas”}$]. Estas “perdas” são motivadas por constrangimentos. Um primeiro tipo de constrangimentos não podem ser controlados directamente pelo executante e dizem respeito essencialmente a elementos morfológicos e mecânicos, nomeadamente, os constrangimentos articulares, ou os constrangimentos provocados pelos objectos; Um segundo tipo de constrangimentos podem ser controlados pelo executante e dizem respeito essencialmente a elementos bioinformáticos, nomeadamente, os aspectos de controlo muscular.

Em todos os casos há uma sequência de transferências de energia mecânica para trabalho: a) da contracção muscular ao segmento de inserção; b) de um segmento anatómico para o seu adjacente; c) da cadeia cinemática para o seu apoio; d) do corpo para um objecto e/ou para o apoio.

3.1 - Componentes da Energia mecânica

A Energia mecânica corresponde à capacidade de provocar uma alteração no deslocamento de um segmento ou da totalidade do corpo e mede-se pela conveniente associação da inércia (ou, momento de inércia) e da velocidade (ou, velocidade angular) do corpo ou do segmento. Portanto, a variação do nível de energia mecânica é a medida da capacidade de um corpo produzir trabalho. Esta capacidade de transferência é medida pelo factor eficiência. Trabalho e Energia são grandezas escalares cuja unidade é o Joule.

A Energia mecânica é subdividida em dois tipos: Energias do tipo potencial e energias do tipo cinético.

As Energias do tipo potencial têm em comum o facto de corresponderem a um fenómeno de armazenamento de energia como consequência da posição do

corpo ou da sua forma. Incluem-se neste grupo, com interesse para a Biomecânica:

a) energia potencial - a que é provocada pela acção do campo gravítico. Resulta da associação da massa do corpo, da aceleração da gravidade, e, da altura que potencialmente o centro de gravidade; b) energia elástica - a que é provocada pela capacidade de restituição de um biomaterial depois de deformado. Resulta das características estruturais dos biomateriais e da força externa.

As Energias do tipo cinético têm em comum o facto de corresponderem a um fenómeno de energia associada ao deslocamento do corpo. Incluem-se neste grupo, com interesse para a Biomecânica: a) energia cinética - a que é provocada pela acção dos movimentos de translação; b) energia rotacional - a que é provocada pela acção dos movimentos de rotação. Estes tipos de energia resultam das características inerciais do corpo e da velocidade.

a) Energia Potencial

Resulta da associação da massa do corpo, da aceleração da gravidade, e, da altura que potencialmente o centro de gravidade do corpo pode percorrer na vertical até ao apoio - $[E_p = m g h]$ em que $[h]$ é a medida na linha de gravidade do cg ao apoio. A variação de energia potencial entre os pontos $[h_a]$ e $[h_b]$ é de $[\Delta E_p = m g (h_b - h_a)]$.

b) Energia Elástica

Resulta da actividade provocada a um corpo pelas suas próprias características de deformação plástica e de reconstituição da forma ou por iguais características do apoio. Para que se manifeste a energia elástica são necessárias duas fases: 1ª- fase de resistência. Corresponde à fase em que actua uma força externa $[F_e]$ e consequente deformação do material $[F_e ds]$; 2ª- fase de reconstituição. Corresponde à fase em que actua uma força interna $[F_i]$ e consequente recuperação da forma inicial $[F_i ds]$. Para materiais ideais a força interna $[F_i]$ desenvolvida terá o mesmo valor da força externa aplicada $[F_e]$. No entanto esta igualdade fica atenuada pelas características internas do material (constante de elasticidade, $[k]$) e são determinantes para o desenvolvimento da troca

energética durante as fases de deformação e recuperação [$\frac{1}{2} (m k \Delta v^2)$] em que $[v]$ é a velocidade do ponto de aplicação da força externa: [$\int (k F_e) ds = \int (k F_i) ds = \frac{1}{2} (m k \Delta v^2)$].

c) Energia Cinética

Resultado da actividade provocada pelos movimentos de translação: [$E_C = \frac{1}{2} m v^2$] em que $[m]$ é inércia do corpo em translação e $[v]$ a velocidade do respectivo centro de gravidade.

d) Energia Rotacional

Resultado da actividade provocada pelos movimentos de rotação: [$E_r = \frac{1}{2} M_i \omega^2$] em que $[M_i]$ é o Momento de inércia do corpo em rotação e $[\omega]$ a respectiva velocidade angular.

4- Dinâmica Linear e Aplicação da Equação Impulso – Quantidade de Movimento

4.1 – Leis de Newton .

1ª Lei de Newton - “Lei da inércia” – um corpo só altera o respectivo estado de movimento (repouso ou velocidade constante) se uma força exterior actuar sobre ele.

A massa do corpo é a medida da resistência à modificação do estado de repouso ou de movimento em que o corpo se encontra [$m = \text{Inércia}$].

Estado de movimento (repouso ou velocidade constante) é o equivalente cinemático da noção Quantidade de movimento como se verá na 3ª lei de Newton.

Forças externas ao corpo humano e forças internas ao corpo humano...

Forças musculares, força de um músculo como força externa ao local de inserção

Força centrípeta como força externa ao segmento adjacente e de “apoio”

2ª Lei de Newton - “Lei da aceleração” – A aceleração $[a]$ de uma massa $[m]$ é directamente proporcional à força resultante [$F_{\text{resultante}} = \sum F_{\text{parciais}}$] que actua sobre essa mesma massa. A direcção da aceleração é a mesma que a força resultante:

Consideremos [F] como representando [$F_{\text{resultante}} = \sum F_{\text{parciais}}$], então:

Genericamente: [$a = F / m$] ou, [$F = m a$]

Componentes cartesianas: [$a_x = F_x / m$] ; [$a_y = F_y / m$] ; [$a_z = F_z / m$]

Componente tangencial: [$F_t = m(dv / dt)$]. No caso do movimento humano [dv] corresponde a uma velocidade tangencial de um dado ponto de um corpo em rotação (que no nosso caso foi estudado para um segmento corporal. Por exemplo, c.gravidade de um segmento em rotação, sendo [R] a distância do eixo de rotação ao c.gravidade). Onde [$F_t = m(dv / dt)$] é transformada em [$F_t = m(d \omega R / dt)$].

Componente normal ou centrípeta: [$F_c = m(v^2 / R)$] ou, [$F_c = m \omega^2 R$].

3ª Lei de Newton - “Lei da Acção/Reacção” : Para toda a força activa há uma força reactiva com igual intensidade e com sentido oposto.

A força activa e a força reactiva têm a mesma linha de acção, a mesma direcção, a mesma intensidade, apenas sentidos diferentes.

Vectorialmente [$F = F_x + F_y + F_z$]

O que se aplica a [F] aplica-se às respectivas componentes. Portanto, se [$F = -F$], também [$F_x = -F_x$]; [$F_y = -F_y$]; [$F_z = -F_z$];

4.2 – Equação Impulso e a Variação da Quantidade de Movimento .

Com base nos enunciados anteriores pode ser estudada a equivalência entre as equações que definem o **Impulso** e a **Variação da Quantidade de Movimento**:

Impulso : [$I = \int F dt$]

ou, simplesmente [$I = F \Delta t$] ou, para [$\Delta t \rightarrow 0$] [$I = F \Delta t$] .

Quantidade de movimento [$Q = m v$]

A equivalência das 2 equações pode ser deduzida a partir da equação de definição da 2ª lei de Newton: [$F = m a$] -- [$F = m dv / dt$] -- [$\int F dt = m dv$]

Ou, : [$F \Delta t = \Delta Q$] ou [$F \Delta t = \Delta mv$]

Esta equivalência representa, genericamente:

”Impulso” = “Variação da Quantidade de Movimento” »»»»»»»» [$I = \Delta Q$]

a) Isto é: a acção de um impulso [$F \Delta t$] por um corpo provoca uma alteração do estado de movimento, ou, provoca uma alteração da quantidade de movimento de outro corpo. Conhecida a massa [m] do corpo que recebe o efeito do impulso é possível conhecer a variação da velocidade desse corpo. Realça-se que, só é determinada a variação da velocidade do corpo que recebe a acção.

Se [$F \Delta t = \Delta mv$], então, [$\Delta v = F \Delta t / m$].

b) Se a acção do Impulso activo aplicado pelo corpo humano tem efeito no apoio (por exemplo, a acção provocada por um dos pés durante o caminhar) a consequência é haver do apoio um efeito de reacção, isto é, um Impulso reactivo que é aplicado no corpo humano (seguindo o mesmo exemplo, o Impulso reactivo é aplicado no pé do executante).

c) Considerando a associação de a) e b) : A acção de um impulso activo [$F \Delta t$] do corpo do executante [aplicado no centro de pressão do apoio] provoca a existência de um Impulso reactivo que é aplicado no mesmo executante [também, aplicado no centro de pressão do apoio]. Este Impulso reactivo provoca uma alteração da quantidade de movimento do corpo humano. Por aproximação poderemos assumir que a acção do efeito do Impulso reactivo provoca uma alteração da Quantidade de movimento do centro de gravidade do corpo humano. Conhecida a massa [m] do corpo que recebe o efeito do impulso reactivo é possível conhecer a variação da velocidade do centro de gravidade do corpo humano. Realça-se que só é determinada a variação da velocidade do corpo.

Esta interpretação é coerente com o princípio geral, porque há um corpo que aplica o Impulso – é o apoio – e há um corpo que recebe o respectivo efeito – é o corpo humano – mantendo-se a equação genérica: [$F \Delta t = \Delta mv$], então, [$\Delta v = F \Delta t / m$]. Interpretando: a) [$F \Delta t$] é o valor do Impulso reactivo recebido pelo corpo humano; b) [Δmv] é o valor da quantidade de movimento do centro de gravidade do corpo humano.

d) Aplicação da equação genérica [$\Delta v = F \Delta t / m$]. à **componente vertical** da força aplicada por um executante (força activa) e à respectiva consequência no corpo do mesmo executante (força reactiva).

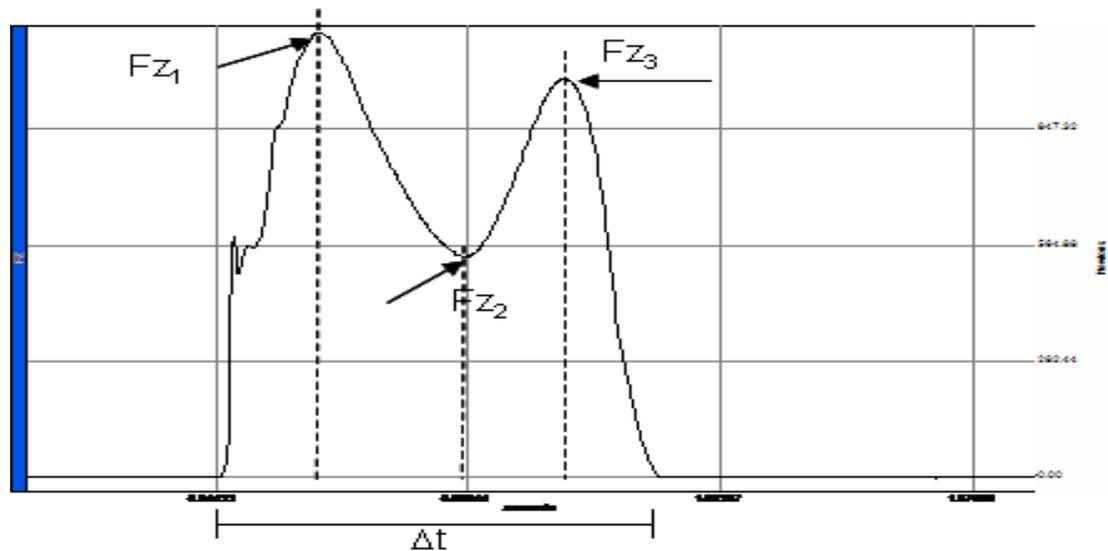
A força aplicada pelo executante tem 3 componentes, como acima foi descrito teremos que, a força [F] é resultado da soma vectorial das componentes: [$F = F_x + F_y + F_z$]. Designemos a componente vertical como [F_z] e o peso [P].

A força activa aplicada pelo executante corresponde às respectivas acções aplicadas no apoio. No entanto essas acções são resultado conjunto das acções motoras propriamente ditas e do peso do executante. Então: [$F_{activa} = F_{acções\ do\ executante} + F_{correspondente\ ao\ peso\ do\ executante}$] ou, [$F_z = F_{acções} + P$] e, portanto, [$F_{acções} = F_z - P$].

De acordo com a 3ª lei de Newton [$F_{activa} = F_{reactiva}$]. A força reactiva do apoio registada pela plataforma de forças corresponde a [$(F_z - P)$] e, como decorre durante um determinado intervalo de tempo (tempo de apoio) [Δt] a força reactiva do apoio corresponde a um impulso aplicado ao corpo do executante [(

$F_z - P) \Delta t$] que terá efeito sobre a massa desse executante [m] ao qual provocará uma alteração da velocidade $[\Delta v_z]$ que (em termos práticos), se aplica ao centro de gravidade do corpo do executante.

De acordo com $[F \Delta t = \Delta mv]$, então, $[(F_z - P) \Delta t = \Delta mv_z]$ e, portanto, $[\Delta v_z = (F_z - P) \Delta t / m]$.



e) – A aplicação da equação genérica $[\Delta v = F \Delta t / m]$.a uma **componente horizontal** da força exercida por um executante (força activa) e à respectiva consequência no corpo do mesmo executante (força reactiva).

A força exercida pelo executante tem 3 componentes, como acima: vectorialmente $[F = F_x + F_y + F_z]$. Designemos a componente horizontal como $[F_y]$

A força activa exercida pelo executante corresponde às respectivas acções aplicadas no apoio. Na componente horizontal considerada, os efeitos da força são resultado, apenas, das acções motoras exercidas pelo executante. Então: $[F_{activa} = F_{acções do executante}]$ ou, $[F_y = F_{acções do executante}]$.

De acordo com a 3ª lei de Newton $[F_{activa} = F_{reactiva}]$. A força reactiva do apoio registada pela plataforma de forças corresponde a $[F_y]$ e como decorre durante um determinado intervalo de tempo (tempo de apoio) $[\Delta t]$ a força reactiva do apoio corresponde a um impulso aplicado ao corpo do executante $[F_y \Delta t]$ que terá efeito sobre a massa desse executante [m] ao qual provocará uma alteração

da velocidade $[\Delta v_y]$ que (em termos práticos) se aplica ao centro de gravidade do corpo do executante.

De acordo com $[F \Delta t = \Delta mv]$, então, $[F_y \Delta t = \Delta mv_y]$ e, portanto, $[\Delta v_y = F_y \Delta t / m]$.

5 - Dedução do conceito de transmissão de força intersegmentar

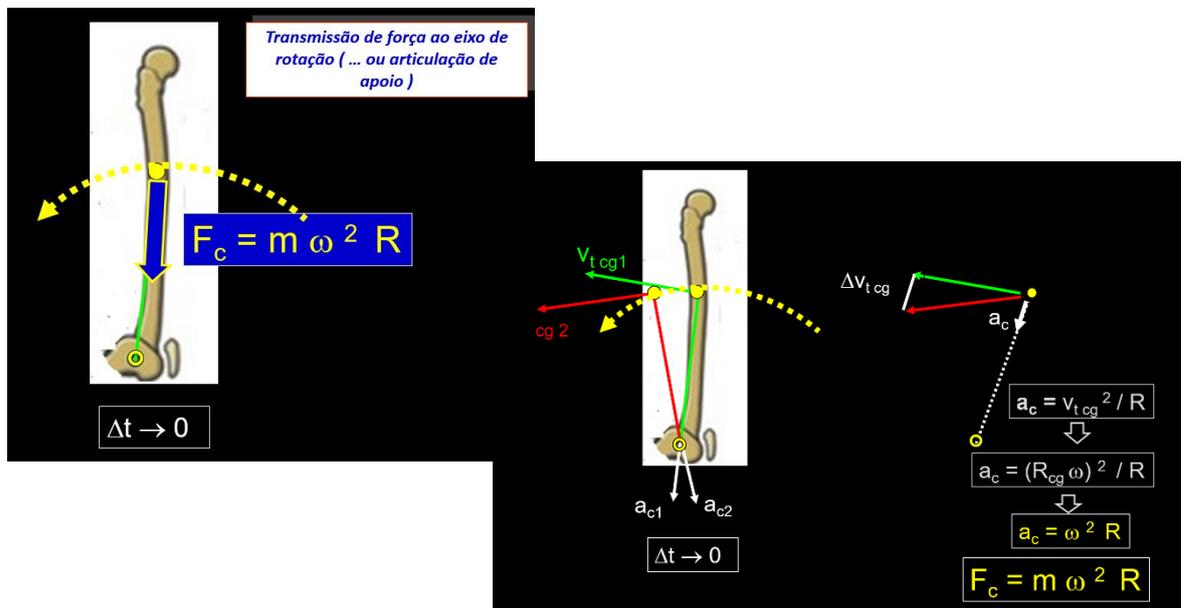
Esta análise tem analogia com o ponto “*Efeitos das componentes tangencial e normal da aceleração de um segmento em rotação*” desde que considerada a massa do corpo em rotação e a conveniente distância $[R]$ (distância do eixo de rotação ao centro de gravidade do segmento). Em resumo: Adaptação ao corpo humano do conceito de que, num corpo rígido em rotação apoiada num eixo aplicado a uma das suas extremidades, a força gerada no centro de gravidade (cg) por esse mesmo deslocamento angular é o resultado do efeito conjugado da inércia do segmento $[m]$, da aceleração angular do segmento $[\alpha]$ e da distância do eixo de rotação até ao centro de gravidade $[r]$. A força assim tem, então, a designação de força tangencial $[F_t = m \alpha r]$. A segunda parte da dedução implica considerar a analogia com “aceleração centrípeta por efeito da alteração da posição angular de um segmento”, e tem em conta que a rotação de um segmento provoca uma mudança verificada de $[mv_1]$ em $[t_1]$ para $[mv_2]$ em $[t_2]$ que é registada por uma variação vectorial traduzida por um vector $[m\Delta v]$ e $[F_c = m v^2 / r]$ ou, $[F_c = m \omega^2 r]$.

5.1 - Força centrípeta por efeito da alteração da posição angular de um segmento

Repetindo ponto 3.3 da secção “análise cinemática”: A simples rotação de um segmento provoca em qualquer ponto desse segmento uma velocidade. Assumindo $[R]$ como a distância do Centro de massa ao eixo de rotação, designamos $[v_{t1 \text{ cg}}]$ para a velocidade tangencial associada ao Centro de gravidade. O vector é tangencial ao percurso curvilíneo do ponto de aplicação desse vector. O deslocamento do ponto de aplicação de uma posição para outra implica um determinado intervalo de tempo $[\Delta t]$. Mesmo que não mude de intensidade o vector $[v_{t1 \text{ cg}}]$ muda de direcção ao passar da primeira posição para a segunda posição $[v_{t2 \text{ cg}}]$ (ao fim do intervalo de tempo $[\Delta t]$ considerado). A mudança verificada de $[v_{t \text{ cg}1}]$ em $[t_1]$ para $[v_{t \text{ cg}2}]$ em $[t_2]$ é registada por

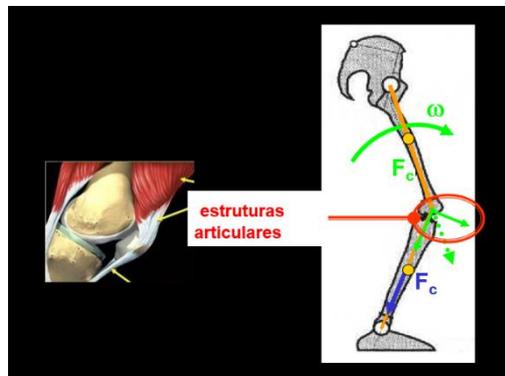
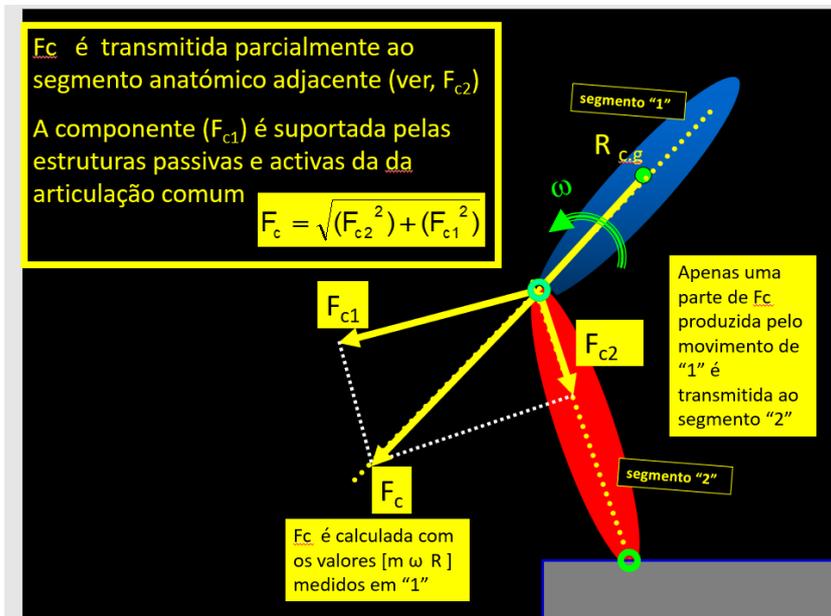
uma variação vectorial traduzida por um vector $[\Delta v]$. Este novo vector $[\Delta v]$ tem a mesma direcção de $[R]$ e o seu sentido é definido pelo eixo definido entre o centro de massa do segmento e o eixo de rotação, isto é, o sentido centrípeta do deslocamento angular do segmento. Genericamente e por definição $[a = \Delta v]$, como no caso presente o vector $[\Delta v]$ tem sentido centrípeta, a aceleração assim desenvolvida também é uma aceleração centrípeta $[a_c]$. Portanto, num segmento com deslocamento angular há um efeito de aceleração centrípeta provocado pela alteração da posição do ponto de aplicação do vector velocidade gerada pelo efeito conjugado da velocidade angular e das medidas do segmento.

Considerando no desenho seguinte a variação de orientação espacial do vector velocidade entre as duas posições do centro de gravidade do segmento (de $[v_{t1} \text{ cvg}]$ em $[t1]$ para $[v_{t2} \text{ cg1}]$ em $[t2]$) indicada por $[\Delta v]$, termos: $[a_c = v^2 / R]$ ou, $[a_c = \omega^2 R]$. Como a Centro de massa está associada a massa do segmento, a Força centrípeta $[F_c]$ provocada por efeito da alteração da posição angular de um segmento é: $F_c = m \omega^2 R$



5.1.1 - Força centrípeta intersegmentar e influência das estruturas articulares comuns

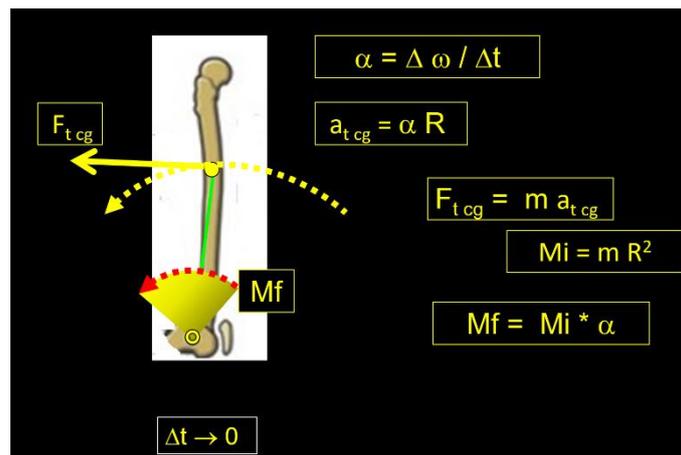
Abaixo uma demonstração simplificada da transmissão parcial de $[F_c]$ intersegmentar e a importância que podem ter as estruturas passivas e ativas da articulação comum aos 2 segmentos.



5.2- Momento de força provocado pelo efeito da Força tangencial associada ao Centro de massa de um segmento anatómico

Para um segmento em deslocamento angular a força gerada no centro de gravidade ($F_{t\text{cg}}$) por esse mesmo deslocamento angular é o resultado do efeito conjugado de 3 parâmetros: 1) da inércia do segmento [m]; 2) da aceleração angular do segmento [α]; 3) da distância do eixo de rotação até ao centro de gravidade [R]⁴¹. A força assim gerada é uma força perpendicular à linha que une o eixo de rotação ao Centro de gravidade. O vector da força assim determinada é tangente ao percurso curvilíneo que o centro de massa (ponto de aplicação desse vector) descreve. A força determinada tem, então, a designação de força tangencial [F_t].

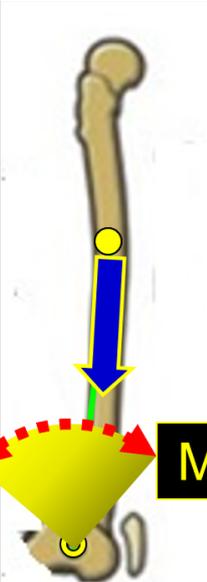
Simplificando, o produto algébrico de [F_t] e [R] estabelece o valor da intensidade do Momento de força gerado no eixo de rotação [M_f] desde que se verifique uma variação da velocidade angular [ω] (!).



⁴¹ Esta distância [R] (fixa para cada segmento) é a mesma que é tida em conta para a determinação do Momento de inércia [$M_i = m d^2$] do segmento.

5.3 - Síntese da influência dos deslocamentos intersegmentares no efeito de transmissão de força intersegmentar

A associação dos efeitos verificados em 5.1 e 5.2 sintetizam-se no seguinte desenho:



The diagram shows a vertical bone segment. A blue arrow points downwards from a yellow dot on the bone, representing a force. A yellow cone with a red dashed border and a black box labeled 'Mf' is positioned at the bottom of the bone, representing a moment. A small circle is at the base of the bone.

$F_c = m \omega^2 R$

F_c -- para qualquer $\Delta\theta$
... mesmo que ω seja constante

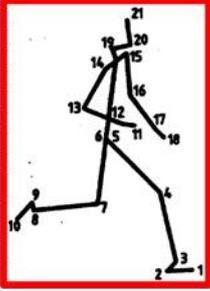
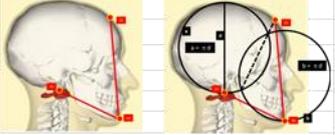
$M_f = M_i * \alpha$

M_f -- desde que ω seja variável

$\Delta t \rightarrow 0$

ANEXOS:

Anexo 1-Tabela “2D graphic model based on 21 anatomical points”

2D GRAPHIC MODEL BASED ON 21 ANATOMICAL POINTS (*)			
			
POINTS	Anatomical location	Performer	Observation
1	3rd metatarsophalangeal joint center	Right lower limb	The line 1 to 2 is horizontal to the ground if the foot is in full contact with ground 
2	Posterior calcaneal tuberosity		
3	Tibia-talus joint center ("ankle joint center")		
4	Knee joint center		
5	Coxofemoral joint center		
PLV			PLV = located half distance between points 5 and 6 PLV defines the bottom point of "trunk" model segment
6	Coxofemoral joint center	Left lower limb	
7	Knee joint center		
8	Tibia-talus joint center ("ankle joint center")		
9	Posterior calcaneal tuberosity		
10	3rd metatarsophalangeal joint center		
11	3rd distal phalange extremity	Right upper limb	
12	Radiocarpal joint center ("pulse joint center")		
13	Half distance between shaft ends epicondyles ("elbow joint center")		
14	Gleno humeral joint center ("shoulder joint center")		
SCP			SCP = located half distance between points 14 and 15 SCP defines the upper point of "trunk" model segment
15	Gleno humeral joint center ("shoulder joint center")	Left upper limb	
16	Half distance between shaft ends epicondyles ("elbow joint center")		
17	Radiocarpal joint center ("pulse joint center")		
18	3rd distal phalange extremity		
19	Occipital atlas joint center	Head	SCP up to point 19 defines "neck" model segment 
20	Chin protuberance		
21	Frontal protuberance		
			
		(*) João M. G. M. de Sá, 2016	
		Ver condições de utilização em http://creativecommons.org/licenses "A actual licença permite que outros remisturem, adaptem e criem a partir do trabalho para fins não comerciais, desde que atribuíam ao autor o devido crédito e que licenciem as novas criações ao abrigo de termos idênticos."	

Anexo 2- How to compute the total body Center of mass and location of a 2D model 14 basic anatomical mechanical segments

Basic instructions for the software available in Moodle: “from coordinates to C.Gravity”

