



• U • C •

FCTUC FACULDADE DE CIÊNCIAS  
E TECNOLOGIA  
UNIVERSIDADE DE COIMBRA

DEPARTAMENTO DE  
ENGENHARIA MECÂNICA

# **Modelação Numérica do Índice de Tinetti e de Berg**

Dissertação apresentada para a obtenção do grau de Mestre em Engenharia Mecânica na Especialidade de Energia e Ambiente

**Autor**

**Pedro Manuel de Jesus Lopes Mendes**

**Orientadores**

**Maria Augusta Neto**

**Rui Jorge Dias Costa**

**Júri**

<b>Presidente</b>	<b>Professora Doutora Ana Paula Bettencourt Martins Amaro</b> <b>Professora Auxiliar da Universidade de Coimbra</b> <b>Professora Doutora Maria Augusta Neto</b> <b>Professora Auxiliar da Universidade de Coimbra</b> <b>Professor Doutor Rogério Augusto da Costa Pereira Leal</b> <b>Professor Adjunto da Universidade de Coimbra</b>
<b>Vogais</b>	<b>Professor Doutor Rui Jorge Dias Costa</b> <b>Professor Adjunto da Universidade de Aveiro</b> <b>Professor Doutor Carlos José de O. Pereira e Jorge Alcobia</b> <b>Professor Adjunto do Instituto Politécnico de Coimbra</b>

**Coimbra, Fevereiro de 2012**



“Vede sempre o melhor lado das coisas e nunca o pior. O melhor meio para alcançar a felicidade é contribuir para a felicidade dos outros. Procurai deixar o mundo um pouco melhor de que o encontrastes”

Robert Baden Powell,  
Fundador do Escutismo



## Agradecimentos

A realização da presente dissertação é fruto da colaboração de várias pessoas e instituições às quais não posso deixar de expressar o meu reconhecimento e gratidão.

Em primeiro lugar gostaria de dirigir uma palavra aos meus orientadores. À Professora Doutora Augusta Neto, que prontamente aceitou conduzir o presente trabalho, pela disponibilidade e pelas dicas que me transmitiu. Ao Professor Doutor Rui Costa, que foi o mentor da base do estudo que originou este trabalho. Agradeço também as condições que me proporcionou abrindo as portas da Clínica Peróneo para realização de estudos à sua população de utentes. Ao Professor Doutor e amigo Carlos Alcobia, pelas condições que me proporcionou, pela sua disponibilidade e por definição das principais linhas que sustentam este trabalho. Destaco ainda o acompanhamento e a motivação que me concedeu ao longo da realização do mesmo.

Ao Luís Ferreira, amigo e colega de curso, companheiro desde a ingressão no ensino superior. Trilhámos juntos um percurso que culmina com a realização desta tese. Agradeço-te pelo auxílio que me prestaste na recolha de dados e pelo companheirismo que te qualifica. Muitas mais barreiras haveremos de passar!

Ao Flávio, fisioterapeuta da Clínica Peróneo, agradeço a colaboração pela definição de parâmetros a recolher e dos exercícios a realizar para o presente estudo. Não poderia deixar de referir o quanto foste prestável e o interesse que demonstraste pelo meu trabalho das muitas vezes que visitei a clínica.

À Susana, animadora da Santa Casa da Misericórdia de Montemor-o-Velho, o meu obrigado pela simpatia e pela forma como fui recebido na instituição. Acrescento ainda a importância que tiveste na gestão de vários aspectos, como a garantia de segurança na realização dos exercícios e pelo importantíssimo factor anímico que despoletaste aos idosos durante a execução do estudo.

À Clínica Peróneo, funcionários e fisioterapeutas, pela simpatia com que sempre fui recebido.

À Santa Casa da Misericórdia de Montemor-o-Velho, pelo apoio institucional facultado para efectuar o estudo à sua população.

Aos amigos e docentes do Departamento de Engenharia Mecânica da FCTUC, por terem sido parte integrante da minha formação académica.

Por fim, quero agradecer aos meus pais, e a eles dirijo uma palavra muito especial de apreço, por serem os primeiros responsáveis da minha formação académica e pessoal. O meu obrigado pelas condições que me proporcionaram e pelo apoio que sempre me prestaram. Que encontrem aqui uma manifestação do meu reconhecimento.

## Resumo

O estudo e compreensão do movimento humano e a optimização do aparelho motor passam pela avaliação e treino do equilíbrio postural. Implica, portanto, conhecer as principais estruturas responsáveis por ele bem como de metodologias que o possam avaliar. As principais escalas de equilíbrio frequentemente utilizadas são a escala de equilíbrio de Berg e o índice de Tinetti.

Pretende-se com este trabalho desenvolver uma metodologia alternativa à submissão humana das referidas escalas através da criação de modelos numéricos baseados em redes neuronais artificiais ou regressões lineares múltiplas, utilizando informação proveniente de uma cadeira e plataforma de forças.

Inicialmente foram definidos um conjunto de exercícios e parâmetros a recolher realizados numa cadeira e plataforma de forças. Para tal foi desenvolvido um *software* que o fizesse de forma automática. Posteriormente foi submetida uma população de estudo, de diversas naturezas clínicas, à escala de equilíbrio de Berg, ao índice de Tinetti e ao estudo que havia sido delineado na cadeira e plataforma de força. Finalmente procedeu-se à modelação dos referidos índices e à comparação de resultados provenientes das várias abordagens tendo-se obtido uma elevada correlação entre as escalas de equilíbrio e os modelos desenvolvidos.

**Palavras-chave:** Equilíbrio, Escala de Equilíbrio de Berg, Índice de Tinetti, Cadeira de forças, Plataforma de forças, Redes neuronais artificiais, Regressões lineares múltiplas





## Abstract

The study and understanding of human movement and the optimization of the motor system go through an assessment and training of postural balance. It implies, therefore, knowing the main structures responsible for it, as well as methodologies that can evaluate it. The main scales of balance are often used to Berg balance scale and Tinetti index.

The aim of this work is to develop an alternative methodology to the submission to such human scales, creating a numerical models based on artificial neural networks and multiple linear regressions, using information from a chair and platform forces.

Initially, were defined a set of parameters and exercises to be collect and to perform in a chair and platform forces. To do this automatically, a software was developed. Later on, it was subjected a study population, with different kinds of clinics states, to the Berg Balance Scale, Tinetti index and the study that had been outlined in the chair and force platform. Finally it was proceeded the moulding of those indices mentioned previously and comparison of results coming from the various approaches made and it was proven to be a high correlation between the scales of balance and the new models developed.

**Keywords** Balance, Berg Balance Scale, Tinetti Index, chair of forces, platform forces, artificial neural networks, multiple linear regressions



## Índice

Índice de Figuras .....	xi
Índice de Tabelas .....	xiii
1. Introdução .....	15
2. Revisão bibliográfica .....	17
2.1. Equilíbrio .....	17
2.1.1. Equilíbrio postural .....	17
2.1.2. Tipologias de equilíbrio postural .....	18
2.1.3. Centro de massa e centro de gravidade .....	19
2.1.4. Centro de gravidade do corpo humano .....	20
2.1.5. Centro de gravidade e linha de gravidade .....	22
2.1.6. Princípios biomecânicos de equilíbrio .....	23
2.2. Controlo de equilíbrio .....	25
2.2.1. Mecanismos de recepção .....	27
2.2.2. Mecanismos de conexão .....	29
2.2.3. Mecanismos de reacção .....	31
2.2.4. Funcionamento integrado .....	32
2.3. Quedas e risco de quedas .....	33
2.4. Avaliação de equilíbrio .....	35
2.4.1. A escala de equilíbrio de Berg .....	36
2.4.2. O índice de Tinetti .....	36
2.4.3. Conceito de confiabilidade e validade das escalas .....	37
2.5. Treino e manutenção de equilíbrio .....	38
2.5.1. Caso experimental para treino e manutenção de equilíbrio .....	38
2.6. Redes neuronais artificiais .....	39
2.6.1. Introdução .....	39
2.6.2. Neurónio biológico .....	41
2.6.3. Neurónio artificial .....	42
2.6.4. Classificação das redes neuronais artificiais quanto à arquitectura .....	43
2.6.5. Classificação das redes neuronais artificiais quanto à aprendizagem .....	45
2.6.6. Redes neuronais artificiais e regressões lineares múltiplas .....	45
3. Metodologia desenvolvida .....	49
3.1. Primeira fase: Desenvolvimento de protocolo de treino e do Balance Test .....	50
3.2. Segunda fase: Estudo qualitativo .....	51
3.3. Terceira fase: Estudo quantitativo .....	52
4. Exposição e análise de resultados .....	55
4.1. Registo e análise de resultados do estudo qualitativo .....	55
4.2. Registo de resultados do estudo quantitativo .....	57
4.3. Modelação do índice de Berg por meio de regressões lineares múltiplas .....	59
4.4. Modelação do Índice de Tinetti por meio de regressões lineares múltiplas .....	60

4.5. Modelação do Índice de Berg por meio de redes neuronais artificiais .....	60
4.6. Modelação do Índice de Tinetti por meio de redes neuronais artificiais .....	62
4.7. Modelação dos Índices de equilíbrio por meio de redes neuronais artificiais .....	63
4.8. Comparação de resultados .....	63
5. Conclusões.....	65
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	67
ANEXO A- Escala de Equilíbrio de Berg e Índice de Tinetti.....	71
ANEXO B- Balance Test .....	75

---

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1- Base de suporte fixa. Adaptado de Boa Forma (2012).....	18
Figura 2- Base de suporte em movimento. Adaptado de Desporto Nacional (2012).....	19
Figura 3- Base de suporte e centro de gravidade. Adaptado de Mecatrónica (2012).....	20
Figura 4- Condição de equilíbrio. Adaptado de Mecatrónica (2012).....	21
Figura 5- Torre de Pisa, Itália. Adaptado de Worldisround (2012).....	21
Figura 6- Segmentos do corpo humano. Adaptado de Rodacky. ....	22
Figura 7- Aplicação do método da balança. Adaptado de Abrantes (2008).....	22
Figura 8- Planos anatómicos, linha de gravidade e centro de gravidade. Adaptado de Anatomia Geral (2012).....	23
Figura 9- Sistema de controlo de nível de água. Adaptado de MSPC (2012).....	25
Figura 10- Mecanismo de retroação. Adaptado de Monteiro (2005). ....	26
Figura 11- Estruturas intervenientes no processo de equilíbrio .....	26
Figura 12- Sistema vestibular. Adaptado de Efdeportes (2011).....	27
Figura 13- Sistema visual. Adaptado de Rincodevalgo (2012). ....	28
Figura 14- Neurónio biológico. Adaptado de sogas (2012). ....	30
Figura 15-Localização do cerebelo. Adaptado de Portalsaofrancisco (2012). ....	31
Figura 16- Sistema músculo- esquelético. Adaptado de Anatomia e Fisiologia Humana (2012). ....	31
Figura 17- Controlo postural. Adaptado de Posturologi (2012).....	32
Figura 18- Processamento humano. Adaptado de Rauber (2012).....	40
Figura 19- Sinapse. Adaptado de Biologia e Geologia (2012).....	42
Figura 20- Modelo de neurónio artificial. Adaptado de Lncc (2012). ....	42
Figura 21- Exemplos de funções de activação: a) Binária unipolar b) Linear c) Sigmoidal unipolar d) Sigmoidal. Adaptado de Rauber (2012). ....	43
Figura 22- Rede totalmente conectada. Adaptado de Rauber (2012).....	44
Figura 23- Rede de camada única. Adaptado de Rauber (2012).....	44
Figura 24- Rede multi-camada. Adaptado de Rauber (2012).....	45
Figura 25- Forma matricial de uma regressão linear múltipla .....	46
Figura 26- Fluxograma da metodologia utilizada.....	50
Figura 27- Equipamento para teste e treino de equilíbrio .....	51

Figura 28- Estrutura do Balance Test.....	51
Figura 29- Estudo quantitativo .....	52
Figura 30- Índice de Tinetti em função do índice de Berg.....	57
Figura 31- Índice de Berg em função da “% de equilíbrio requerido” e “idade” .....	61
Figura 32- Índice de Tinetti em função da “Idade” e da “% Equilíbrio requerido” .....	62

---

## ÍNDICE DE TABELAS

Tabela 1- Resultados da segunda fase da metodologia .....	56
Tabela 2- Resultados da terceira fase da metodologia .....	58
Tabela 3- Caracterização da rede MLP 16-8-1.....	62
Tabela 4- Caracterização da rede MLP-16-11-2 .....	63
Tabela 5- Comparação das modelações efectuadas.....	64
Tabela 6- Escala de Equilíbrio de Berg.....	72
Tabela 7- Índice de Tinetti.....	74
Tabela 8- Descrição dos exercícios e dos dados recolhidos .....	76
Tabela 9- Descrição das funcionalidades da interface.....	77
Tabela 10- Grupo de células de carga activas .....	79
Tabela 11- Descrição de outras funcionalidades do Balance Test .....	80





## 1. INTRODUÇÃO

O conceito de equilíbrio pode assumir várias perspectivas e dimensões. Pode-se pensar em equilíbrio emocional, equilíbrio estático, equilíbrio económico, equilíbrio postural, equilíbrio químico, equilíbrio térmico, equilíbrio hidrostático, equilíbrio dinâmico, e outros. Apesar deste conceito ser tão vasto e tão redundante na forma como é empregue, a essência do seu significado permanece inalterada. Pode-se traduzir equilíbrio como a harmonia e igualdade de grandezas quantitativas, por exemplo através de uma equação matemática, ou qualitativas, por exemplo equilíbrio emocional.

O emprego e garantia de equilíbrio é para as ciências de engenharia uma prática fundamental e determinante. Para o dimensionamento de qualquer sistema, equipamento ou processo, o ponto de partida é inevitavelmente a garantia de equilíbrio das variáveis em jogo. As próprias leis físicas que regem o Universo têm em si implícito este conceito, como é o caso das Leis da Termodinâmica ou da 3ª Lei de Newton.

Na presente dissertação, o leitor vai encontrar uma nova metodologia para avaliação de equilíbrio postural do ser humano. A mesma foi concebida pela integração de duas áreas de conhecimento que podem dizer-se distintas em alguns aspectos e complementares noutros: a engenharia mecânica e a biomecânica.

Pelo avanço da idade, ou por doença ou por lesão o ser humano é muitas vezes privado de algumas capacidades, entre elas a manutenção do seu próprio equilíbrio. No limite, essa privação poderá conduzir à total dependência do indivíduo uma vez que está em causa o seu funcionamento motor. Assim torna-se importante encontrar formas que possam de alguma maneira avaliar esta capacidade.

A literatura sugere várias técnicas e metodologias para avaliar o equilíbrio e atribui significativo relevo a duas escalas que são validadas para várias populações de todo o mundo: a escala de equilíbrio de Berg e o índice de Tinetti. Consistem ambas num questionário com atribuição de uma pontuação a cada resposta e permitem predizer o risco de quedas. Está claro que são avaliações de dimensão qualitativa. Surge então uma janela de oportunidades que se prende em duas questões: Porque não quantificar essas grandezas? Porque não desenvolver uma nova metodologia de avaliação de equilíbrio? É neste ponto

que se constrói uma ponte entre a biomecânica e a engenharia mecânica. Com o conhecimento da prática de engenharia desenvolveu-se instrumentos que permitem quantificar estas grandezas.

A presente dissertação não é, e não convém que seja, a única referência bibliográfica do leitor que procura alargar conhecimentos no domínio do equilíbrio postural em termos de biomecânica, pois não é seu objectivo esgotar o tema na totalidade. No entanto, pretende ser um documento que compila os principais aspectos relacionados com o equilíbrio bem como a exposição de uma metodologia pioneira na sua determinação por meio de métodos numéricos, fruto de conhecimentos provenientes das ciências da engenharia.

A organização da dissertação concerne uma primeira parte dedicada à revisão bibliográfica, onde se explora o conceito de equilíbrio postural e o seu controlo, como o corpo se comporta perante forças de carácter desestabilizador, faz referência à problemática de quedas, como é avaliado o equilíbrio e como efectivamente pode ser melhorado. Continua ainda com uma breve referência às redes neuronais artificiais e a regressões lineares múltiplas. Numa segunda parte são descritas as metodologias desenvolvidas e posteriormente são apresentados os resultados obtidos. Por fim são descritas as principais conclusões do trabalho desenvolvido.

## 2. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

### 2.1. Equilíbrio

Sob o ponto vista físico, considerando um sistema de forças, diz-se que o mesmo está em equilíbrio, sempre que o somatório de todas as forças e momentos actuantes, em relação a um ponto de um determinado referencial, é igual a zero.

Traduzindo esta informação matematicamente obtêm-se:

$$\left\{ \begin{array}{l} \Sigma F_x = 0 \\ \Sigma F_y = 0 \\ \Sigma F_z = 0 \\ \Sigma M_o = 0 \end{array} \right. \quad (1)$$

Às equações representadas dá-se o nome de equações fundamentais do equilíbrio.

#### 2.1.1. Equilíbrio postural

Ainda que o conceito de equilíbrio seja vasto, transporta consigo a mesma informação, veja-se a sua utilização numa área bastante particular: a biomecânica, mais concretamente na definição da postura do ser humano. De notar que a biomecânica é a ciência da física e da engenharia que estuda e aplica as teorias da mecânica em organismos vivos.

A literatura sugere as seguintes definições para equilíbrio:

- Habilidade em manter o centro de massa do corpo na base de sustentação, deslocando o peso do corpo, rápida e precisamente, em diferentes direcções a partir do seu centro; locomover-se com segurança e velocidade e de maneira coordenada, ajustando continuamente as perturbações externas (Gazzola et al, 2004).

- Manutenção do centro de gravidade, o qual se deve encontrar dentro da área da base de suporte do corpo e que recebe ajustes constantes do sistema músculo-esquelético (Tookuni et al, 2005; Deliberato, 2007).
- Processo pelo qual o sistema nervoso central gera os padrões de actividade muscular necessários para regular a relação entre o centro de gravidade e a base de suporte (Paixão JR; Heckman, 2002).
- Manutenção de uma postura particular do corpo com um mínimo de oscilação ou a manutenção da postura durante o desempenho de uma habilidade motora que tenda a perturbar a orientação do corpo (Figueiredo et al, 2007).
- Refere-se ao alinhamento dos segmentos articulares no esforço de manter o centro de gravidade, dentro da amplitude ideal dos limites máximos de estabilidade (Prentice e Voight, 2003).

### 2.1.2. Tipologias de equilíbrio postural

Podem-se distinguir dois tipos de equilíbrio: estático e dinâmico. Estes estados de equilíbrio são caracterizados pela ausência ou presença de velocidade, respectivamente.

Assim, equilíbrio estático refere-se às situações em que a base de suporte é fixa (Figura 1) e o centro de massa corporal se movimenta em torno dela. Após uma solicitação exterior, o corpo procura um reajuste contínuo da posição de equilíbrio.



**Figura 1-** Base de suporte fixa. Adaptado de Boa Forma (2012).

Por outro lado, o equilíbrio dinâmico refere-se à manutenção do centro de gravidade numa base de suporte em movimento, caracterizando-se pelo movimento constante do corpo e de recuperação do centro de gravidade. Durante a marcha, o centro de gravidade é deslocado e os sucessivos passos são a tentativa constante de recuperação de equilíbrio (Figura 2) (Fontes, 1988).



**Figura 2-** Base de suporte em movimento. Adaptado de Desporto Nacional (2012).

Ambos os tipos de equilíbrio estão estreitamente relacionados, complementando-se. De facto, para a manutenção do equilíbrio dinâmico requer-se equilíbrio estático (Almeida, 2006).

### **2.1.3. Centro de massa e centro de gravidade**

No conjunto das definições sugeridas por diversos autores para equilíbrio postural são introduzidos alguns conceitos que importam perceber e distinguir: centro de massa e centro de gravidade.

A Terra exerce sobre os corpos uma atracção para o seu centro, chamada de força da gravidade. De facto esta força aplica-se a cada um dos elementos constituintes do corpo, segundo a mesma direcção e no sentido do centro da Terra. Para efeitos práticos todas estas forças aplicadas a cada elemento de um corpo podem ser substituídas por uma única força equivalente. A esta resultante chama-se força da gravidade. Ao ponto de aplicação da referida força, dá-se o nome de centro de gravidade. Pode-se também entender este conceito como, o ponto onde aplicar uma hipotética força para equilibrar um corpo sujeito apenas à força da gravidade. O centro de gravidade é assim um ponto de

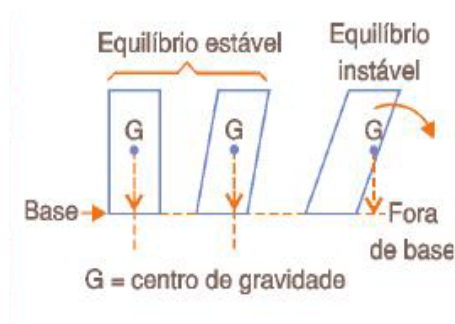
equilíbrio de um corpo. Note-se que o centro de gravidade pode estar fora do corpo em análise consoante a distribuição das forças actuantes.

O centro de massa é um conceito matemático e traduz-se por ser um hipotético ponto, onde se concentra toda a massa de um corpo. Pode-se entender, também, como um ponto onde a massa é distribuída de igual modo em todas as direcções do corpo em causa.

Nos casos em que o campo gravitacional é uniforme, ou seja constante em todas as direcções, o centro de gravidade é coincidente com o centro de massa. No fundo, repare-se que a diferença entre os conceitos é apenas a abordagem de massa ou de força e que ambos os conceitos estão relacionados pela 2ª Lei de Newton. Pode assim dizer-se que o centro de massa e o centro de gravidade são equivalentes.

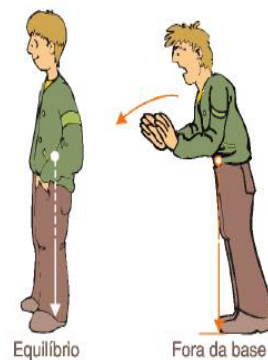
#### 2.1.4. Centro de gravidade do corpo humano

Para que o corpo humano esteja em equilíbrio é forçoso que uma linha imaginária vertical que passa no seu centro de gravidade intersecte a área delimitada pelos pontos de apoio, chamada de base de sustentação ou base de suporte (Figura 3). À projecção do centro de gravidade na área de apoio chama-se centro de pressão.



**Figura 3-** Base de suporte e centro de gravidade. Adaptado de Mecatrónica (2012).

O centro de pressão é também o ponto de aplicação da resultante das forças verticais. Caso o corpo esteja em desequilíbrio, significa que a projecção do centro de gravidade não incide na área delimitada pelos pontos de apoio (base de sustentação ou de suporte) (Figura 4). Este facto, sob o ponto de vista físico, traduz-se na existência de um momento, cujo braço é a distância da zona delimitada pelos pontos de apoio ao centro de pressão do corpo, e de uma força igual à magnitude da força da gravidade (se o corpo estiver sujeito apenas à força da gravidade).



**Figura 4-** Condição de equilíbrio. Adaptado de Mecatrónica (2012).

Na presença de um momento, existe tendência para a rotação e, que neste caso em análise, o momento constitui o elemento de desequilíbrio. A resposta do corpo a estes momentos (desequilíbrios) é abordada mais adiante. Considere-se o exemplo da Torre de Pisa, situada em Pisa, Itália (Figura 5). O facto de a torre de Pisa não cair, reside na manutenção do seu centro de pressão na sua base de sustentação.



**Figura 5-** Torre de Pisa, Itália. Adaptado de Worldisround (2012).

A localização do centro de gravidade depende da forma e disposição do corpo.

Diversos estudos procuraram determinar a localização do centro de gravidade do corpo humano. Tais estudos são do âmbito da antropologia. Considerando o corpo humano na posição anatómica, isto é: corpo erecto, pernas unidas e pés virados para frente, braços rectos ao lado do corpo e as palmas das mãos viradas para frente, olhar recto tomando o horizonte como referência; reconhecem-se essencialmente dois métodos para determinação do centro de gravidade: o método dos segmentos e o método da balança.

### 2.1.4.1. Método dos segmentos

O corpo humano pode ser visto como um sistema onde se integram vários segmentos e várias ligações mecânicas (Figura 6), com diferentes formas e propriedades. Se for calculado o centro de gravidade de cada segmento que compõe o corpo humano, é possível, determinar a localização exacta do centro de gravidade do corpo.

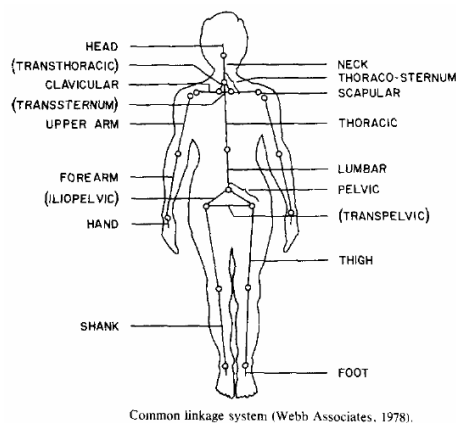


Figura 6- Segmentos do corpo humano. Adaptado de Rodacky.

### 2.1.4.2. Método da balança

Neste método o corpo é considerado como um todo e procede-se a uma simples análise estática. A altura do centro de gravidade pode ser conhecida.

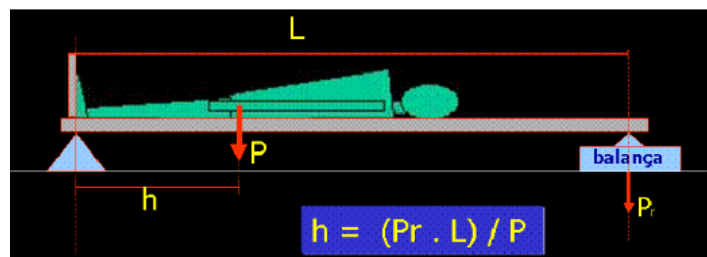


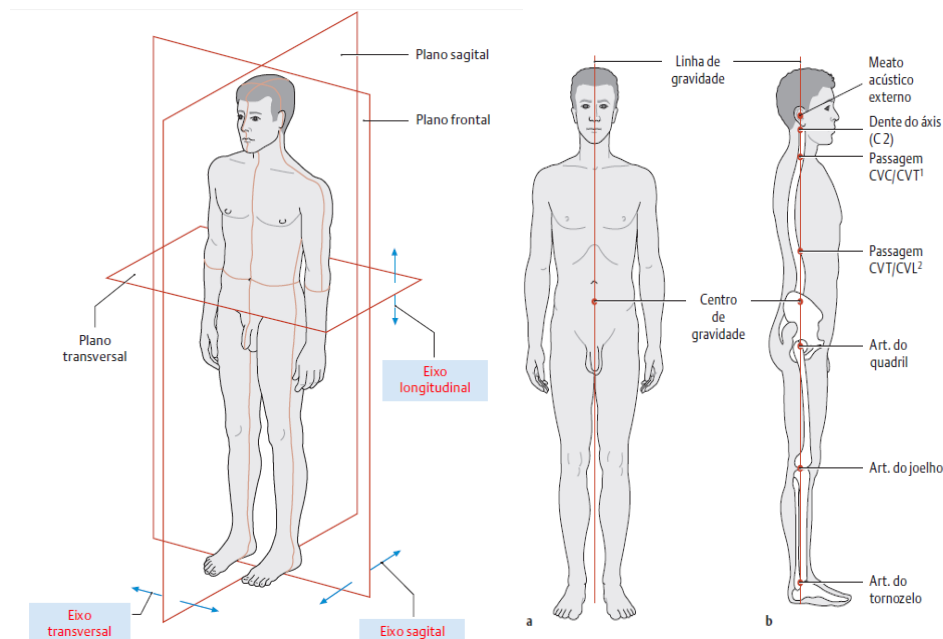
Figura 7- Aplicação do método da balança. Adaptado de Abrantes (2008).

Da equação indicada na figura 7, h [m] é a altura do centro de gravidade, Pr [kg] é o peso relativo indicado pela balança, L [m] é o comprimento da prancha e P [kg] é o peso total do corpo.

### 2.1.5. Centro de gravidade e linha de gravidade

Na postura erecta podem considerar-se três planos imaginários que trespassam o corpo humano, chamados de planos anatómicos: o plano sagital, o plano frontal e o plano transversal como indica a figura 8.





**Figura 8-** Planos anatômicos, linha de gravidade e centro de gravidade. Adaptado de Anatomia Geral (2012).

A linha que contém o centro de gravidade resulta da intersecção do plano sagital e do plano frontal. Segundo Kummer, a linha de gravidade atravessa o meato acústico externo, o processo odontóide da 2ª vértebra cervical (dente do eixo), as junções anatomofuncionais na coluna vertebral, o centro de gravidade do corpo, bem como as articulações do quadril, do joelho e do tornozelo. Quando se fizer intersectar o plano transversal com a linha da gravidade é encontrado um ponto. A esse ponto chama-se centro de gravidade.

### 2.1.6. Princípios biomecânicos de equilíbrio

Vimos que a condição fundamental para o corpo humano se equilibrar é a de que o seu centro de pressão esteja contido dentro dos limites da base de sustentação ou de apoio. Mas afinal, como é que o corpo responde a esta condição nas mais diversas acções? Vejam-se primeiro um conjunto de factores que determinam a estabilidade do corpo (Okuno et al; 2003):

- Altura do centro de gravidade em relação à base de apoio; quanto mais baixo for o centro de gravidade, mais estável é.
- Tamanho da base de sustentação; quanto maior, mais estável é. Em repouso tem-se a tendência natural de manter os pés afastados.

- Localização da linha da gravidade em relação á base de apoio;  
quanto mais no centro da base, maior é a estabilidade.
- Peso do corpo;  
tanto mais estável, quanto maior for o peso.

Muitos estudos mostraram que a variabilidade da amplitude do centro de pressão sobre a base de apoio tem sido a principal ferramenta biomecânica para o entendimento do equilíbrio postural. Pequenas amplitudes de deslocamento do centro de pressão implicariam um bom equilíbrio postural, e o inverso.

O corpo humano durante as mais diversificadas actividades (desporto, profissão, lazer, andar, etc) está continuamente sujeito a forças externas (força da gravidade, empurrão, inércia, interacção com o ambiente) e internas (respiração, contracções musculares). Muitas vezes estas forças, de carácter desestabilizador tendem em “empurrar” o centro de pressão para fora da base de apoio, provocando desequilíbrios. Ainda assim, o corpo responde continuamente a estas solicitações tentando mover o centro de pressão para uma região de estabilidade de modo a compensar esta falha. Caso contrário, qualquer solicitação a que estivéssemos sujeitos conduzir-nos-ia a uma queda. A estabilidade é alcançada pela geração de forças nos músculos apropriados e momentos nas articulações em todo o corpo para neutralizar a solicitação perturbadora num processo contínuo e dinâmico, comandado pelo sistema nervoso central, como será explicado mais adiante.

A literatura é unânime em afirmar que o corpo humano serve-se de três estratégias para controlar a posição do corpo no espaço:

i. Estratégia do tornozelo:

consiste basicamente na aplicação de momentos sobre as articulações do tornozelo. É a primeira estratégia que o corpo se socorre para corrigir o equilíbrio. Caso não seja suficiente devido a grande instabilidade ou de um deslocamento de grande amplitude, surge a segunda estratégia.

ii. Estratégia do quadril:

caracteriza-se pela flexão do tronco, pela activação dos músculos abdominais e quadrícepedes, ou pela extensão do tronco em que os músculos posteriores são activados. Caso esta seja ineficaz o corpo recorre à terceira estratégia.

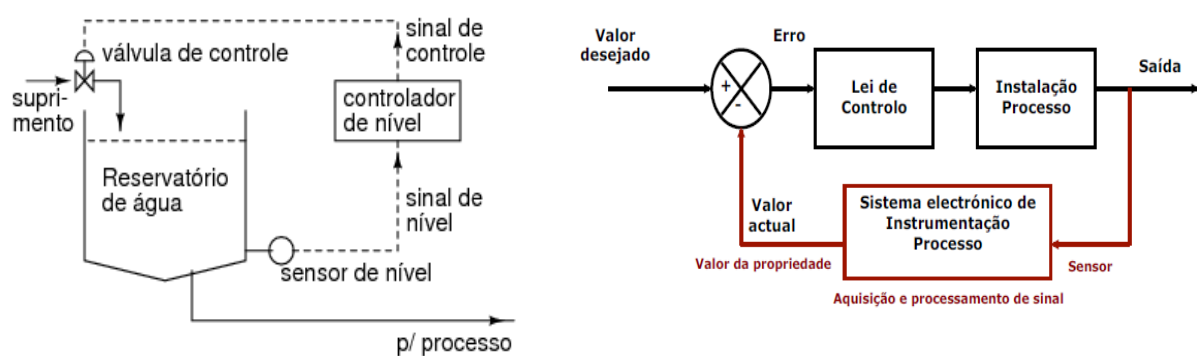
iii. Estratégia do passo:

existe um deslocamento dos membros inferiores- “passo”, e é a única hipótese de evitar a queda, já que o corpo vai alargar a base de sustentação.

## 2.2. Controlo de equilíbrio

Até aqui, foi abordado o conceito de equilíbrio e foi explicada a forma como o corpo humano se comporta quando o centro de pressão está fora da base de sustentação. Ainda assim importa entender, por ser relevante, quais os mecanismos que permitem o controlo e manutenção do equilíbrio do corpo humano e de que forma influenciam o equilíbrio. É sobre esta temática que este ponto irá incidir.

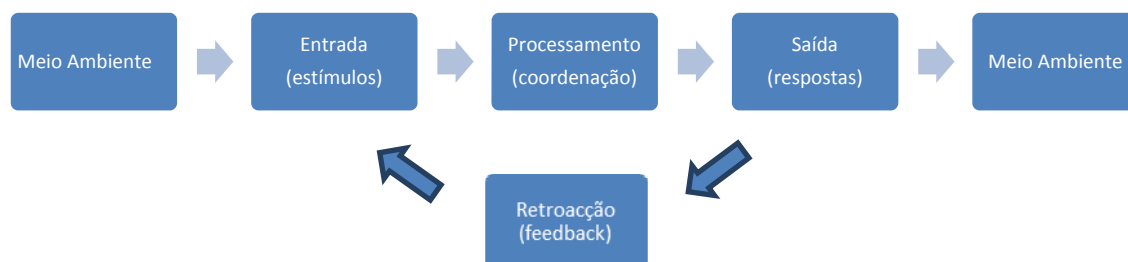
Num sistema de instrumentação e de controlo convencional, por exemplo um sistema de controlo de nível de um reservatório de água, o seu funcionamento consiste na existência de um transdutor que dá informação do nível de água (Figura 9) sob forma de um sinal eléctrico que é recebido num controlador, onde está programada a lei de controlo do processo. Dependendo do sinal que recebe, o controlador emite um outro sinal (sinal de comando) à válvula de alimentação de água do reservatório. A este tipo de controlo dá-se o nome de sistema de controlo em malha fechada. Neste tipo de sistemas, a acção de controlo é dependente dos sinais de saída.



**Figura 9-** Sistema de controlo de nível de água. Adaptado de MSPC (2012)

Este tipo de controlo tem como inspiração o sistema biológico do corpo humano. Qualquer comparação com o sistema humano é sempre vista como uma aberração dada a sua complexidade. Ainda assim, o princípio de funcionamento é vincado de forma muito óbvia como se perceberá de seguida.

O corpo humano é um sistema aberto, pois troca energia e massa com o meio ambiente. Este processo é constante ao longo do seu período de vida. O corpo recebe energia e informação que processa, distribuindo um conjunto de respostas consoante o estímulo. Esta ideia é ilustrada na figura 10.



**Figura 10-** Mecanismo de retroação. Adaptado de Monteiro (2005).

Monteiro et al (2005) refere que, do meio ambiente o corpo humano recebe estímulos (*inputs*). Os mesmos chegam ao sistema coordenador (sistema nervoso), que processa a informação e emite ordens de resposta aos diversos estímulos: saídas (*outputs*). Neste processo são envolvidas várias estruturas e mecanismos independentes:

- Mecanismos de Recepção – Órgãos receptores (Órgãos dos sentidos)
- Mecanismos de Conexão – Centro coordenador (Sistema nervoso)
- Mecanismos de Reacção – Órgãos efectores (Músculos e glândulas)

A manutenção do centro de pressão na base de sustentação é um processo que integra todos estes mecanismos, em que as principais estruturas intervenientes estão indicadas na figura 11.



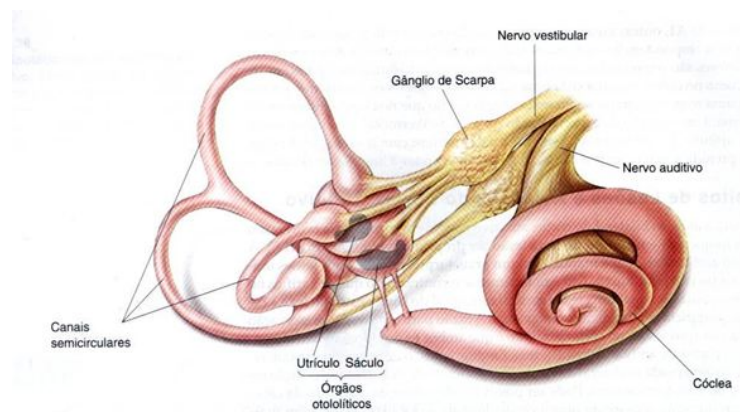
**Figura 11-** Estruturas intervenientes no processo de equilíbrio

Proceda-se agora a uma breve descrição do funcionamento e implicações que cada sistema envolvido tem no processo de equilíbrio.

## 2.2.1. Mecanismos de recepção

### 2.2.1.1. Sistema vestibular

Vocacionado para a audição, o ouvido pode ser diferenciado em três partes. O ouvido externo, o ouvido médio e o ouvido interno. É no ouvido interno que funciona umas das principais estruturas relacionadas com o equilíbrio, o aparelho vestibular, muitas vezes denominado de órgão do equilíbrio (Figura 12).



**Figura 12-** Sistema vestibular. Adaptado de Efdeportes (2011).

As estruturas que compõem o sistema vestibular são: a cóclea e três canais semicirculares que convergem numa cavidade central de forma irregular, o vestíbulo. Este apresenta duas saliências que constituem os órgãos otolíticos (utrículo e sáculo). Os órgãos otolíticos constituem autênticos acelerómetros lineares ou sensores de gravidade que detectam a posição da cabeça em situações estáticas e movimentos lineares, por exemplo durante a subida num elevador. Os canais semicirculares constituem acelerómetros angulares, que fornecem informações relativas à rotação da cabeça.

O sistema vestibular tem a seguinte missão (Queirós, 2005):

- Gerar sinais biológicos provocados pela aceleração da cabeça (linear ou angular);
- Informar os centros nervosos sobre velocidade e posição espacial da cabeça;
- Manter o corpo e cabeça na posição erecta;
- Habilidade de coordenar os dois lados do corpo em conjunto.

### 2.2.1.2. Sistema visual

O sistema visual é o responsável pela aquisição de imagem do corpo humano (Figura 13). O grau da sua complexidade é evidente. O olho é o elemento sensor ou o dispositivo em contacto com o ambiente que capta a luz. A sua função é transformar a luz que recebe do ambiente, focalizá-la numa superfície de fundo, a retina, e posteriormente converte-la num sinal neuronal que comunica ao cérebro. Ao conjunto de sinais continuamente transmitidos é constituída uma imagem.

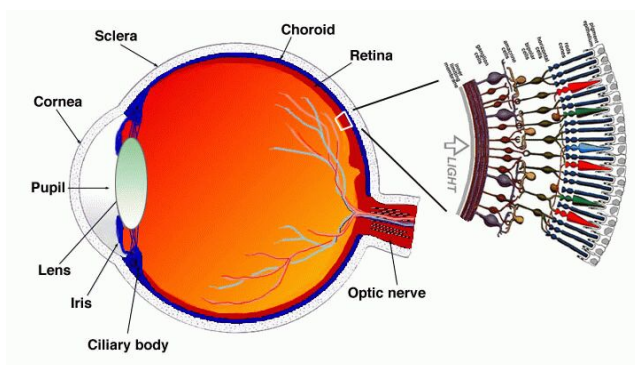


Figura 13- Sistema visual. Adaptado de Rincodevalgo (2012).

O principal aspecto do sistema visual que influencia o controlo de equilíbrio é a verticalidade. A verticalidade é uma sensação complementar como referência espacial do centro de pressão sob a base de sustentação. Na verdade o sistema visual encarrega-se da percepção e manutenção da oscilação natural própria do corpo. Muitos autores defendem que apesar de ser um complemento importante, a informação visual não é imprescindível para a manutenção do equilíbrio. Essa ideia pode ser verificada pela tentativa de sucesso de manter equilíbrio estático com os olhos fechados. Já o complemento, que torna importante a informação visual ao equilíbrio, pode ser verificado fazendo um curto percurso com os olhos fechados. Facilmente se perceberá uma notória dificuldade e sensação de desconforto ao fazê-lo, precisamente pela ausência de percepção espacial do corpo bem como da oscilação natural do mesmo.

### 2.2.1.3. Sistema somatossensorial

O sistema somatossensorial é constituído pelos diversos tipos de receptores do corpo humano e com ele é gerada a sensibilidade, que é a propriedade do organismo vivo de captar variações ou modificações do meio interno e do meio externo. Além da

responsabilidade de absorver diversos tipos de informação, tem ainda a responsabilidade de a canalizar para o centro coordenador. Os diversos sensores que o corpo dispõe estão agrupados, conforme a categoria de sinal que descodificam, em quatro classes: receptores mecânicos, receptores térmicos, receptores químicos e receptores electromagnéticos. De todas as categorias indicadas, os que estão directamente ligadas com o processo de equilíbrio são os sensores mecânicos (toque e posição) sendo a sua localização bastante diversa:

- Pele (mecanoreceptores)
- Músculos (fusos musculares e órgãos tendinosos de Golgi)
- Tendões
- Ligamentos
- Articulações
- Órgãos internos

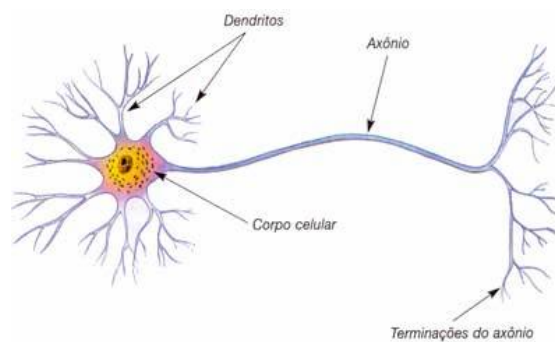
A sensibilidade dos receptores, conforme a sua função, desenvolve-se a nível do toque, assimetrias de pressão, distorções físicas de flexão ou de alongamento, estado de estiramento de cada músculo e relação entre segmentos corporais.

## **2.2.2. Mecanismos de conexão**

### **2.2.2.1. Sistema Nervoso**

Monteiro et al (2005) afirmam que compete ao sistema nervoso conduzir e interpretar informações provenientes dos mecanismos de recepção, decidir e coordenar as respostas que serão concretizadas pelos mecanismos de reacção. As estruturas que compõem o sistema nervoso são objecto de estudo da neurofisiologia.

A unidade mais básica do sistema nervoso é o neurónio (Figura 14). A morfologia do neurónio difere da sua localização e função, ainda assim a sua estrutura típica é representada por três componentes: corpo celular, as dendrites e o axónio.



**Figura 14-** Neurónio biológico. Adaptado de sogas (2012).

O neurónio alimenta-se de oxigénio e glicose, compostos fundamentais para a sua actividade. A interrupção da sua alimentação implica a morte do mesmo. Ao contrário de outras células, o neurónio não se divide nem se reproduz. Todos os neurónios disponíveis pelo organismo estão presentes à nascença do ser humano. O desenvolvimento físico do corpo humano provoca o crescimento dos neurónios.

Atendendo à função dos neurónios, podem-se distinguir três tipos:

- Neurónios sensoriais:  
recolhem informações do meio exterior e interior e conduzem-na ao sistema nervoso central.
- Neurónios motores:  
conduzem a informação do sistema nervoso central para os órgãos efectores (músculos e glândulas).
- Neurónios de conexão:  
interpretam e processam as informações e geram respostas.

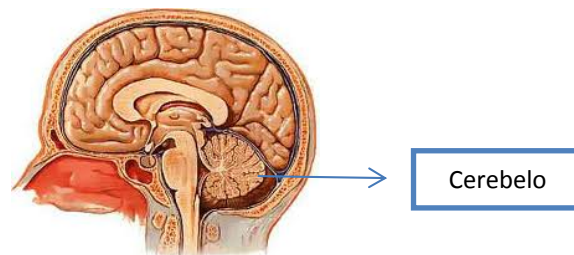
Facilmente se percebe a importância destas células, na verdade estão na base de qualquer comportamento ou reacção, já que transportam e transmitem um conjunto de informações, como resposta a diversas solicitações, quer a nível externo (meio ambiente), quer a nível interno (exemplo: dor no estômago).

A nível de estruturas que fazem parte do vasto e complexo sistema nervoso central, é imperioso fazer referência ao cerebelo.

O cerebelo (Figura 15), localizado na parte inferior do cérebro é dotado de dois hemisférios, e é a estrutura responsável pela coordenação motora e pela manutenção do equilíbrio. Uma lesão nesta estrutura implica descoordenação motora, desequilíbrios e



perda do tónus<sup>1</sup> muscular. Doenças e distúrbios nesta área conduzem a deficiências na velocidade, amplitude e força de movimentos.

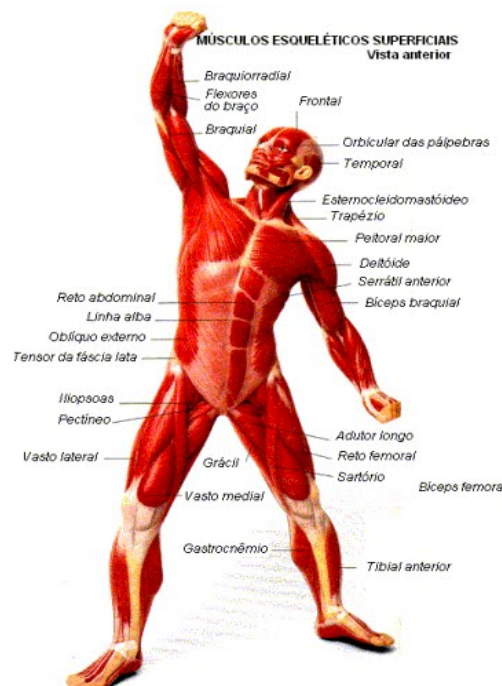


**Figura 15**-Localização do cerebelo. Adaptado de Portalsaofrancisco (2012).

### 2.2.3. Mecanismos de reacção

#### 2.2.3.1. Sistema músculo-esquelético

O sistema músculo-esquelético (Figura 16) trata-se do maior sistema orgânico do corpo humano e constitui aproximadamente 45% do peso total do corpo. É composto pela estrutura óssea e pelos músculos que o revestem. A sua principal função é a movimentação corporal, no qual os músculos funcionam como um “motor” que o corpo humano utiliza para se movimentar.



**Figura 16**- Sistema músculo- esquelético. Adaptado de Anatomia e Fisiologia Humana (2012).

<sup>1</sup> À tensão dos músculos chama-se tónus muscular.

Ao receber “ordens” do sistema coordenador, o sistema músculo-esquelético e seus componentes são responsáveis por produzir a actividade necessária e adequada para manter o tónus muscular, pela amplitude do movimento articular, pela rigidez dos músculos e pela flexibilidade da coluna.

O que toca à manutenção de equilíbrio postural, o sistema músculo-esquelético tem a missão de corrigir a posição do centro de pressão na sua base de sustentação através da contracção de músculos e de gerar momentos nas articulações. Os músculos apropriados devem ser contraídos para sustentar o corpo em detrimento da força gravítica e os segmentos corporais sustentados devem ser estabilizados durante o movimento de outros segmentos. Assim o corpo deve ser correctamente equilibrado na sua base de apoio.

#### 2.2.4. Funcionamento integrado

Depois de se perceber e conhecer as estruturas envolvidas no processo de aquisição (mecanismos de recepção), processamento (mecanismos de conexão) e controlo (mecanismos de reacção) veja-se de que forma o corpo humano reage mais concretamente o funcionamento integrado de todos estes mecanismos (Figura 17).

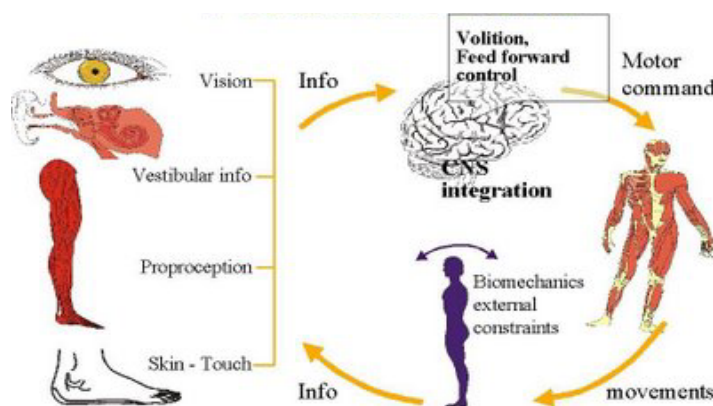


Figura 17- Controlo postural. Adaptado de Posturologi (2012).

A estabilidade do corpo implica uma organização eficaz e eficiente de todas as acções próprias relativas a cada sistema interveniente. A conservação da estabilidade é um processo dinâmico e contínuo, que envolve o estabelecimento de equilíbrio entre forças de estabilização e destabilização.

Na verdade o sistema coordenador compara continuamente as informações que o próprio transmitiu ao sistema de reacção, com as informações reais e efectivas dadas pelo

sistema sensorial. Cai-se assim na analogia inicialmente referenciada com o controlo de nível de água de um reservatório.

### 2.3. Quedas e risco de quedas

Várias são as definições atribuídas ao conceito de queda. Segundo a Kellog International Working Group (1987), trata-se de um evento inesperado que leva o indivíduo a repousar no solo ou num nível inferior como resultado de um golpe violento, por perda de consciência, princípio de paralisia ou crise epiléptica. Na perspectiva de Santos (1998), a queda é definida como a consequência que leva um indivíduo a cair no chão contra a sua vontade. A Organização Mundial de Saúde (OMS) refere-se à problemática da definição por ser subjectiva. Por exemplo, para um idoso o fenómeno de queda é visto como perda de equilíbrio, mas para uma criança é visto como um acidente (tropeçar ou escorregar). Ainda assim, apesar do carácter subjectivo da definição, a OMS sugere a utilização de critérios explícitos na definição operacional de queda por ser altamente relevante na caracterização da mesma.

Os factores de risco associados às quedas provêm de diversas naturezas:

- Factores de risco comportamentais  
(falta de exercício, consumo de álcool, consumo de estupefacientes, sedentarismo, tipo de calçado)
- Factores de risco biológicos  
(idade, género, raça, doenças crónicas, doenças degenerativas, declínio de capacidades físicas, declínio de acuidade visual, declínio de acuidade auditiva, efeito de determinados medicamentos)
- Factores de risco ambientais  
(degraus estreitos, superfícies escorregadias, tapetes soltos, iluminação deficiente, chão irregular, entre outros)
- Factores de risco sócio-ambientais  
(influência do status económico do indivíduo: baixos rendimentos, níveis educacionais reduzidos, habitação inadequada, pouca interacção social, limitações de acesso a cuidados de saúde, solidão)

A conjugação dos factores supra indicados fazem aumentar a probabilidade de queda de um indivíduo.

Mesmo que o fenómeno de uma queda seja susceptível de acontecer a qualquer indivíduo a probabilidade de este acontecer a um idoso é um caso muito particular, exactamente, por ser extremamente elevada. Imensos estudos disponíveis na literatura concentram-se exclusivamente nesta temática.

Na verdade a fase idosa é caracterizada como um período de perdas funcionais, que na maior parte dos casos está relacionada com diminuição de qualidade de vida, embora não seja regra. As perdas funcionais ocorrem a vários níveis, entre estes, e especificamente em equilíbrio, destacam-se as estruturas responsáveis por ele, tais como o sistema nervoso central, o sistema músculo- esquelético e o sistema sensorial (ocular, vestibular e somatossensorial). A detioração destes sistemas está directamente relacionada com o estilo de vida e com o avanço da idade, caracterizando-se por ser progressiva e irreversível.

Uma vez que na base da manutenção do equilíbrio está a integração do correcto funcionamento das estruturas referidas, à medida que estas se deterioram, terá como consequência directa a afectação da capacidade de equilíbrio do indivíduo. A melhor ou pior resposta do corpo do indivíduo, quando o seu centro de pressão ultrapassar os limites da base de sustentação vai depender do bom ou mau estado de todas as estruturas responsáveis pelo equilíbrio bem como da “qualidade” dos diversos tipos de sinais transmitidos entre estes sistemas. Um sinal deteriorado proveniente do meio ambiente não pode ter um processamento eficaz pelo sistema nervoso central ainda em que em boas condições. Como consequência o sistema nervoso central produzirá “ordens” defeituosas ou de má qualidade. No entanto, pode acontecer que o mesmo sinal recolhido pelos meios sensoriais humanos de boa qualidade seja processado por um sistema nervoso central deteriorado ou em mau estado (ex: Alzheimer, Parkinson, Esclerose múltipla, AVC). A mesma filosofia se aplica ao sistema músculo-esquelético.

Adiante-se também que as quedas nos idosos trazem consequências tanto a nível pessoal como social. A nível pessoal pelo motivo que a consequência da queda acarretou, por exemplo uma fractura do fémur, da anca ou de costelas (principais consequências). No entanto novos estigmas surgem, como o medo de cair e a morbidade, condicionando a independência levando ao isolamento social e posteriormente podendo

levar à institucionalização. O medo de cair é visto como uma fonte de inactividade e trata-se de um sério problema principalmente para quem já experimentou uma queda e revela-se, pois, no receio em fazer as suas actividades mais básicas. Na maior parte das vezes os fenómenos de quedas são marcos inevitáveis a níveis capacitivos e funcionais de um idoso, e que por isso, determinam novas fronteiras de incapacidades para ele. A nível social refiram-se os elevados custos assistenciais provocados pelo fenómeno.

## **2.4. Avaliação de equilíbrio**

Até ao presente ponto, foram descritas as principais causas e factores de quedas ou desequilíbrios. Foi visto também que idosos e pessoas padecentes de certas patologias são os mais visados e vulneráveis quando se fala em risco de quedas. Por isso, tornou-se importante desenvolver e criar instrumentos que de alguma forma determinassem e quantificassem esse mesmo risco. Repare-se que se trata de um grande desafio, pois já foi visto que a manutenção de equilíbrio resulta da integração e acção conjunta de vários sistemas complexos.

Tais instrumentos são utilizados em várias vertentes:

- Diagnóstico na prática clínica para predizer o risco de queda e prescrever acções preventivas;
- Monitorização de desenvolvimento de doença;
- Teste, treino e avaliação de equilíbrio.

No que toca a este assunto, a literatura revela vários instrumentos de avaliação de equilíbrio. No entanto, dá um claro destaque e relevo a duas escalas muito concretas: escala de equilíbrio de Berg proposta por Berg et al (1989) e índice de Tinetti proposto por Tinetti et al (1986). O reconhecimento e a utilização destas escalas em larga dimensão passam por vários aspectos:

- Validação para diversas populações de vários países em idioma próprio (traduzida por outros autores)
- Avaliação clínica dos distúrbios do equilíbrio humano (estático e dinâmico)
- Avaliação de curta duração (igual ou inferior a meia hora)
- Ser de domínio público e de fácil acesso
- Baixo custo de execução

### **2.4.1. A escala de equilíbrio de Berg**

A escala de equilíbrio de Berg avalia o equilíbrio da pessoa em causa em catorze situações diferentes, por exemplo: levantar, sentar, rodar em torno de si mesmo, transferência de carga para a frente e para os lados, apanhar um objecto do chão, entre outras, em diferentes situações de disposição da base de sustentação. As suas principais vertentes de avaliação são: manutenção da posição, ajuste postural e realização de movimentos voluntários. Para cada item das catorze instruções, existem cinco hipóteses de avaliação, sendo definido em cada um deles uma pontuação em que o mínimo é zero pontos e o máximo é de quatro pontos. Assim a escala de equilíbrio de Berg está compreendida entre zero e um máximo de alcance conseguido de cinquenta e seis pontos. Segundo Berg, o espectro de aplicação da escala é essencialmente em idosos institucionalizados ou em comunidades, pacientes, com diversos tipos de incapacidade independentemente da idade: vítimas de AVC, Esclerose Múltipla, doença de Parkinson, artrites, lesões musculares e que apresentem incapacidade de ordem vestibular. A análise de pontuação obtida pode ser interpretada do seguinte modo:

- 0 - 36 pontos: indica 100 % de risco de queda;
- 37 - 44 pontos: indica uma locomoção segura mas com recomendação de assistência ou com auxiliares de marcha;
- 45 - 56 pontos: indica que não existem quaisquer riscos de queda e que o visado goza de uma locomoção segura.

Leonardi et al (2008) indicam que a escala de Berg não é linear em termos de pontuação, isto é, na amplitude de 36 a 56 pontos, cada ponto a menos corresponde a 4 % de risco de queda. Na amplitude de 46 a 54 pontos, cada ponto a menos corresponde a 6 a 8% de risco de queda. Abaixo de 36 pontos o risco de queda é próximo de 100%.

A forma da escala de Berg pode ser consultada no anexo A. Tendo sido adaptada e validada para a população portuguesa por Anabela Capucho et al (2002).

### **2.4.2. O índice de Tinetti**

O índice de Tinetti avalia o equilíbrio da pessoa em causa em dezasseis diferentes situações. O principal objectivo de Tinetti et al. (1986) era a realização de um protocolo de treino para detecção de risco de quedas em indivíduos idosos. Nos primeiros

nove itens é avaliado o equilíbrio estático, nas quais as instruções são muito semelhantes à escala de Berg. Nos restantes sete itens, é avaliado o equilíbrio dinâmico (teste de marcha), em que é solicitado ao indivíduo que se desloque de um ponto para o outro. Ao teste de equilíbrio de corpo são atribuídos um total de 16 pontos e ao teste de marcha são atribuídos 12 pontos, perfazendo um total máximo de 28 pontos. A interpretação do resultado obtido pode ser feita do seguinte modo:

- 0 - 19 pontos: elevado risco de queda
- 19 - 24 pontos: moderado de queda
- 24 - 28 pontos: baixo risco de queda

O formulário da escala de Tinetti pode ser consultado no anexo A. Foi adaptada e validada para a população portuguesa por Petiz (2002).

### **2.4.3. Conceito de confiabilidade e validade das escalas**

Com o principal objectivo de diminuir as incertezas associadas a decisões de diagnóstico na aplicação de escalas de equilíbrio (repare-se que tratam-se sempre de avaliações qualitativas e subjectivas), é importante introduzir o conceito de confiabilidade de escala. A confiabilidade trata-se da consistência de resultados obtidos em diferentes ocasiões realizados pelos mesmos e outros sujeitos examinadores. Esta avaliação mede num instrumento de equilíbrio a equivalência da concordância de um observador (confiabilidade intraexaminador), ou a concordância de vários observadores (confiabilidade interexaminador), tal como a estabilidade do instrumento (confiabilidade teste-reteste).

O conceito de validade de escala diz respeito à capacidade de o instrumento avaliar o fenómeno a que se propôs avaliar, sendo analisada em três vertentes: conteúdo, critério e construção.

A literatura sugere alguma vantagem da escala de Berg relativamente ao índice de Tinetti, em virtude de apresentar melhores índices de confiabilidade intraexaminador e interexaminador bem como de validade (Figueiredo et al, 2007).

## 2.5. Treino e manutenção de equilíbrio

Até aqui foi visto que uma queda pode traduzir-se (no caso de factores de risco biológicos) na falência dos diversos mecanismos de manutenção de equilíbrio. A principal razão pode ser atribuída à idade do indivíduo. Portanto, para inverter os riscos de queda, há que actuar precisamente de forma inversa ao conjunto de riscos de queda vistos no ponto 2.3 e encontrar estratégias que contornem o problema.

Na impossibilidade de abordar todas as possíveis acções de prevenção de acordo com os factores de risco de quedas, por afastamento ao tema central do presente trabalho, este ponto é dedicado ao sistema músculo-esquelético. Ainda assim não se deva esquecer que o treino e manutenção de equilíbrio é alvo de áreas multidisciplinares (fisioterapia, audiologia, oftalmologia, entre outras especialidades) precisamente porque a manutenção do equilíbrio resulta da integração de vários sistemas, como foi visto anteriormente.

São diversos os estudos que indicam que o treino da força muscular é a chave para a manutenção do equilíbrio, porquanto através do ganho de força existe uma minimização do risco de quedas. Os músculos dos membros inferiores são por si os que suportam toda a estrutura do corpo e são responsáveis pela actividade motora. São também os que sofrem um declínio acrescido de força com o avanço da idade relativamente aos músculos dos membros superiores (Mazzeo et al, 1988) e assumem, por isso, especial relevância. O exercício físico, principalmente a nível dos membros inferiores é por excelência um meio de reduzir o risco de quedas, pois permite o fortalecimento dos músculos. Exercícios que propiciem transferências de carga, exercícios em superfícies instáveis e treinamento de estratégias de equilíbrio (ponto 2.1.6) constituem formas de treinar o equilíbrio.

### 2.5.1. Caso experimental para treino e manutenção de equilíbrio

No âmbito de um projecto em cooperação com a Clínica Peróneo, foi desenvolvido um equipamento a fim de avaliar e treinar o equilíbrio. O projecto consistiu na construção de uma cadeira e plataforma de forças instrumentada. O carácter inovador do projecto seguiu três linhas essenciais:

- i. *Feedback* visual no controlo de equilíbrio:



Através de um monitor, o indivíduo em teste tem informação em tempo real do seu equilíbrio em diversos planos, ficando o controlo do equilíbrio a cargo do próprio. Este tipo de *feedback* promove um carácter motivador para a realização de exercícios, permitindo também, que o próprio sujeito tenha consciência da sua amplitude de oscilação em torno da sua base de sustentação. Por ser em tempo real permite ao sujeito corrigir de imediato a posição do seu centro de gravidade.

ii. Quantificação de carga antero - posterior e sagital;

Permite ao profissional de saúde conhecer exactamente a carga que o sujeito faz em vários planos nos diversos exercícios solicitados. É um indicador de extrema importância principalmente para exercícios de transferência de carga, já que a hipótese em conhecer a magnitude de solicitação dos músculos e os picos de carga é real.

iii. Avaliação de equilíbrio na posição sentado

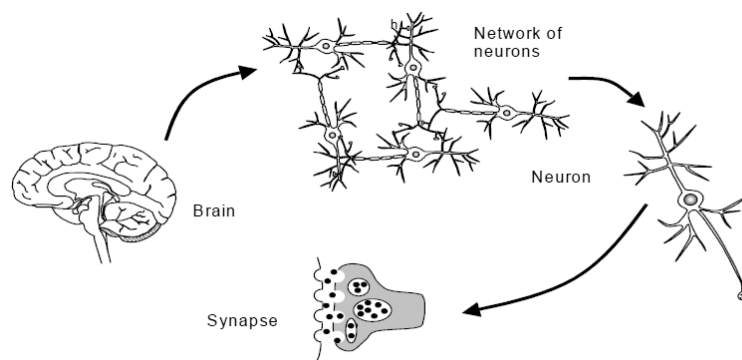
Vai permitir a sujeitos de capacidades mais reduzidas treinarem o seu equilíbrio na posição sentado, sendo especialmente indicado para vítimas de AVC's. Permite que indivíduos hemiplégicos, nos quais um lado do corpo está paralisado, treinem transferência de carga para o lado afectado (*feedback* visual). Permite também exercícios de transferência de carga da posição de sentado para a posição de pé.

A utilização deste equipamento vai de encontro aos fundamentos de treino e manutenção de equilíbrio referidos anteriormente.

## **2.6. Redes neuronais artificiais**

### **2.6.1. Introdução**

A complexidade da estrutura humana responsável pelo pensamento e pela inteligência, o cérebro, é com certeza a mais apurada de todas as criaturas na face da terra. Tal como em muitas áreas de investigação científica, a inspiração biológica através da natureza, constitui no limite, um objectivo ambicioso. A tentativa de copiar a estrutura e o funcionamento do cérebro não é excepção (Figura 18).



**Figura 18-** Processamento humano. Adaptado de Rauber (2012).

Para tal, o entendimento do funcionamento do cérebro e das suas unidades mais básicas, os neurónios (ponto 2.2.2), é fundamental para mapear estruturas artificiais que executem a mesma função, sendo esta a base das redes neuronais artificiais.

Segundo Thomas Rauber, uma ambição tão grande, que não são mais do que as qualidades do cérebro humano que o capacitam de um comportamento inteligente, reside em quatro aspectos principais:

- Robustez e tolerância de falhas (a falha de um neurónio não compromete o desempenho global)
- Paralelismo (imensos neurónios estão activos ao mesmo tempo)
- Capacidade de aprendizagem (o cérebro tem a capacidade de aprender novas tarefas)
- Processamento de informação incerta (ainda que surjam informações incompletas ou distorcidas não é impedimento para o cérebro de conseguir um raciocínio lógico)

É com base nos aspectos indicados que em 1943, McCulloch e Pitts, desenvolvem o primeiro modelo simplificado de um neurónio artificial bem como das suas capacidades de processamento associadas. O modelo desenvolvido pretende simular a realidade biológica que ocorre em células do sistema nervoso e extrair dela a capacidade de resolver problemas complexos. Dava-se assim início a uma nova área do saber, a neurocomputação.

Mas de que se trata afinal uma rede neuronal artificial? São estruturas compostas por elementos simples, adaptáveis e altamente interligados, designados de nodos ou neurónios artificiais, capazes de executar cálculos computacionais de

---

processamento de dados e representação do conhecimento (Hechlt-Nielsen, 1990; Schalkoff, 1997). O desafio das redes neuronais artificiais é desenvolver algoritmos matemáticos, com base em dados e informações experimentais, e fornecer soluções bastante precisas, para novas informações de entrada. À capacidade de desenvolvimento de algoritmos matemáticos chama-se “aprendizagem da rede”.

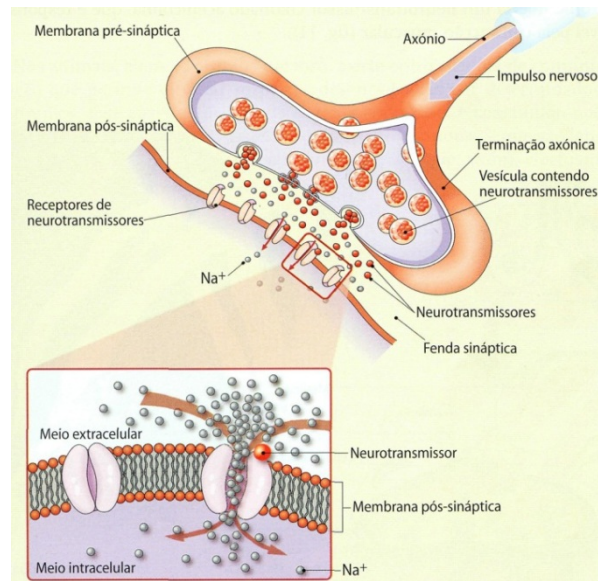
A aplicação das redes neuronais artificiais é diversa:

- Diagnóstico Médico
- Engenharia
- Meteorologia
- Robótica
- Economia
- Classificação de dados
- Reconhecimento de padrões
- Análise de voz
- Análise de aromas
- (...)

### **2.6.2. Neurónio biológico**

No ponto 2.2.2 foi vista a sua caracterização e a sua função, consistindo numa estrutura especializada no processo de comunicação. À informação que conduz dá-se o nome de impulso nervoso. Este é dotado de carácter electroquímico, pois considera-se que a sua transmissão ocorre electricamente ao longo da célula nervosa e quimicamente de neurónio para neurónio. Os impulsos são transmitidos ao axónio e conduzidos às suas ramificações terminais- as dendrites. Estas aproximam-se das dendrites do neurónio vizinho sem manter contacto físico entre si. Ao ponto especializado de comunicação e transmissão chama-se sinapse (Figura 19). Neste ponto envolvem-se os seguintes elementos:

- Neurónio emissor (pré-sináptico)- terminação axónica do neurónio emissor
- Neurónio receptor (pós- sináptico)- terminação axónica do neurónio receptor
- Fissura ou Espaço Sináptico- espaço com líquido entre os neurónios

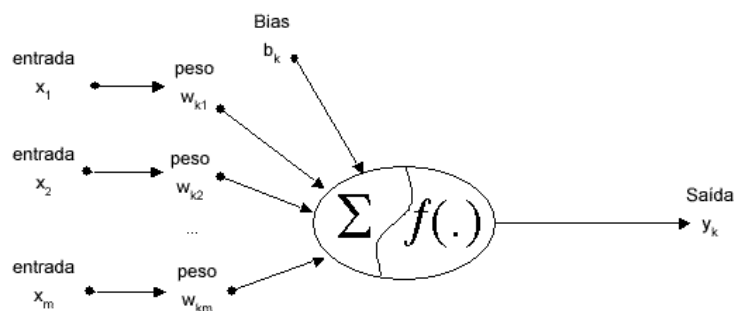


**Figura 19-** Sinapse. Adaptado de Biologia e Geologia (2012).

Quando o impulso atinge os terminais do axônio do neurónio pré sináptico induz a libertação de neurotransmissores que se difundem nos espaço sináptico e são captados pelos receptores do neurónio pós sináptico. Assim se explica a difusão de impulsos nervosos através dos neurónios.

### 2.6.3. Neurónio artificial

O modelo proposto por McCulloch e Pitts (Figura 20) é apresentado de seguida:



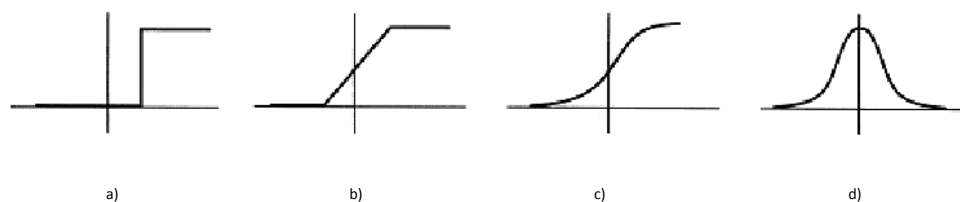
**Figura 20-** Modelo de neurónio artificial. Adaptado de Lnc (2012).

Onde:

$$y_k = f\left(\sum_{i=1}^m w_{ij} x_i + b\right) \quad (2)$$

O modelo proposto de neurónio artificial é descrito pela entrada de informação representada pelos estímulos ( $X_1, X_2, \dots, X_n$ ). A cada estímulo é associado um peso que reflecte a importância de cada estímulo ( $W_1, W_2, \dots, W_n$ ). Surge de seguida uma combinação linear de todos os estímulos e pesos, traduzindo-se numa soma ponderada. Se o valor resultante da soma ponderada atingir um valor limiar ( $b$ ), o neurónio gera como valor de saída  $y = 1$ , caso contrário gera como valor de saída  $y = 0$ . Repare-se na natureza binária do modelo. A comparação do valor resultante da soma ponderada e do valor de limiar ( $b$ ) é conseguida através de uma função de activação. Ao sistema descrito e indicado dá-se o nome de perceptrão.

Outros autores sugeriram alterações ao modelo proposto inicialmente, essencialmente a nível de funções de activação. O objectivo das funções de activação é limitar o valor de saída do neurónio e eliminar possíveis linearidades do modelo. Vejam-se algumas a título de exemplo na figura 21.



**Figura 21-** Exemplos de funções de activação: a) Binária unipolar b) Linear c) Sigmoidal unipolar d) Sigmoidal. Adaptado de Rauber (2012).

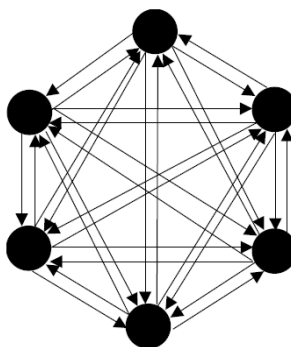
Ao conjunto de neurónios artificiais (ou nodos) interligados entre si chama-se então de rede neuronal artificial.

Fazendo uma analogia com as suas homólogas biológicas entende-se que as ligações entre nodos representam as ligações entre axónios e dendrites, os pesos das ligações constituem as sinapses e a função de activação representa o metabolismo celular do neurónio.

#### **2.6.4. Classificação das redes neuronais artificiais quanto à arquitectura**

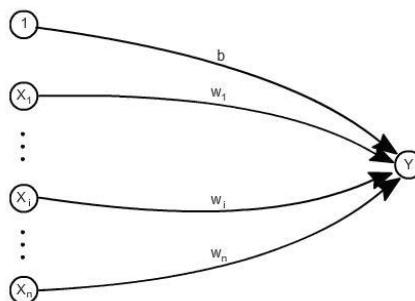
Os neurónios dispõem de uma determinada organização e orientação entre si, sendo as arquitecturas mais vulgares as seguintes:

- Redes totalmente conectadas: todos os neurónios estão ligados entre si (Figura 22)



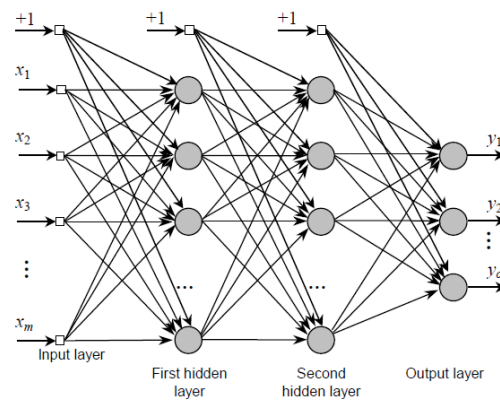
**Figura 22-** Rede totalmente conectada. Adaptado de Rauber (2012).

- Redes de camada única: existem somente duas camadas: a camada de entrada e a camada de saída, é aplicada a problemas linearmente separáveis; os neurónios são independentes entre si (Figura 23)



**Figura 23-** Rede de camada única. Adaptado de Rauber (2012).

- Redes multi-camada: constituídas por diversas camadas dispostas de um modo paralelo; à primeira camada dá-se o nome de camada de entrada, às camadas intermédias dá-se o nome de camadas escondidas e à última camada dá-se o nome de camada de saída (Figura 24)



**Figura 24-** Rede multi-camada. Adaptado de Rauber (2012).

### 2.6.5. Classificação das redes neuronais artificiais quanto à aprendizagem

Considerada por muitos autores a propriedade mais importante das redes neuronais artificiais, a aprendizagem da rede consiste em treinar os graus de liberdade da rede para solucionar a tarefa em consideração de um modo óptimo. O treino da rede visa retirar desta o melhor desempenho possível.

Podem-se distinguir três paradigmas de aprendizagem:

- Aprendizagem por reforço (um determinado agente escolhe as suas acções; Regra de Hebb)
- Aprendizagem supervisionada (dada uma configuração a rede produz uma resposta  $X$ . Um agente supervisor fornece a resposta correcta  $Y$ . Caso  $X = Y$  (óptimo) os pesos das conexões estão bem atribuídos. Caso contrário a diferença entre  $X$  e  $Y$  é utilizada para alterar os pesos das conexões. A este processo dá-se o nome de retropropagação)
- Aprendizagem não supervisionada (utilizada quando não se dispõem de informações de saída)

### 2.6.6. Redes neuronais artificiais e regressões lineares múltiplas

É possível traçar aspectos comparativos entre as redes neuronais artificiais e outros métodos de estatística clássica. De entre esses métodos destaca-se a regressão linear múltipla.

Uma regressão linear múltipla consiste na aproximação da variável dependente (Y) da seguinte forma:

$$Y_i = \beta_0 + \beta_1 X_{i1} + \beta_2 X_{i2} + \dots + \beta_{p-1} X_{i,p-1} + \varepsilon_i \quad (3)$$

Onde X representa um conjunto de variáveis independentes,  $\beta$  representa os coeficientes da regressão baseados na minimização do erro quadrado de uma função linear que relaciona X e Y.  $\varepsilon$  representa o erro cometido sob a forma de uma distribuição normal. É possível verificar a mesma expressão escrita de forma matricial (Equação 4 e Figura 25):

$$Y = f(\beta, X) \quad (4)$$

$$\mathbf{Y} = \begin{matrix} \begin{matrix} Y_1 \\ Y_2 \\ \cdot \\ \cdot \\ Y_n \end{matrix} \\ \begin{matrix} n \times 1 \end{matrix} \end{matrix} \quad \mathbf{X} = \begin{matrix} \begin{bmatrix} 1 & X_{11} & \cdot & \cdot & X_{1,p-1} \\ 1 & X_{21} & \cdot & \cdot & X_{2,p-1} \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ \cdot & \cdot & \cdot & \cdot & \cdot \\ 1 & X_{n1} & \cdot & \cdot & X_{n,p-1} \end{bmatrix} \\ \begin{matrix} n \times p \end{matrix} \end{matrix} \quad \boldsymbol{\beta} = \begin{matrix} \begin{bmatrix} \beta_0 \\ \beta_1 \\ \cdot \\ \cdot \\ \beta_{p-1} \end{bmatrix} \\ \begin{matrix} p \times 1 \end{matrix} \end{matrix} \quad \boldsymbol{\varepsilon} = \begin{matrix} \begin{bmatrix} \varepsilon_1 \\ \varepsilon_2 \\ \cdot \\ \cdot \\ \varepsilon_n \end{bmatrix} \\ \begin{matrix} n \times 1 \end{matrix} \end{matrix}$$

**Figura 25-** Forma matricial de uma regressão linear múltipla

Onde a variável dependente (Y) é relacionada por uma função de dois vectores distintos  $\beta$  e X.

Relativamente às redes neuronais artificiais, podem ser escritas na forma:

$$Y = \sigma(W, X) \quad (5)$$

Onde W é vector que contém o peso das ligações, X é o vector das variáveis independentes e  $\sigma$  é a função que representa a estrutura interna da rede neuronal artificial.

Se num lado a função f representa um conjunto de operadores lineares, no outro  $\sigma$  representa combinações lineares de várias funções não lineares.

São duas abordagens distintas a um problema que se pretenda modelar. Ainda que seja unânime entre diversos autores que as redes neuronais artificiais tenham melhor desempenho que os métodos clássicos, a literatura recomenda em primeiro lugar seguir os



métodos clássicos de estatística ou numéricos, e só depois recorrer às redes neurais artificiais. A sua recorrência justifica-se em situações que se exijam níveis de detalhe mais apurados, situações cujos métodos clássicos não consigam dar resposta e seja necessário um processamento mais complexo, ou até mesmo para comparação de ambas as abordagens.



### **3. METODOLOGIA DESENVOLVIDA**

Tal como anteriormente foi referido o objectivo da presente dissertação, passa por modelar índices de escalas de equilíbrio já validadas (escala de equilíbrio de Berg e índice de Tinetti) através de resultados procedentes de um equipamento de medição de força previamente desenvolvido. Deste modo surgem duas dimensões que se pretendem caracterizar: uma dimensão qualitativa, que tem por base escalas de equilíbrio amplamente utilizadas e validadas; e uma dimensão quantitativa, que tem por base um equipamento de medição de força.

Para caracterizar ambas as dimensões foi planeado um estudo relativo a uma amostragem de indivíduos que contou com um total quarenta e uma pessoas. O estudo foi realizado a uma população em tratamento numa clínica no concelho de Montemor-o-Velho, a Clínica Peróneo, e foi ainda realizado no lar da Santa Casa de Misericórdia de Montemor-o-Velho, sendo neste caso, uma população predominantemente idosa. O único critério de inclusão para a realização do estudo foi a de que o indivíduo em causa devia conseguir, com menor ou maior dificuldade, e ainda que contasse com ajuda ou supervisão, colocar-se na posição de pé. Na procura de indivíduos para realizar o presente estudo, procurava-se alargar um espectro de amostras para vários cenários de quadros clínicos, desde o indivíduo jovem e saudável a um idoso debilitado e padecente de várias doenças. Para a realização do estudo foi necessário obter autorização para aplicação de escalas de equilíbrio e foram obtidas autorizações tanto da Clínica Peróneo bem como da Santa Casa de Misericórdia de Montemor-o-Velho para executar testes à sua população. A todos os intervenientes no estudo, foi explicado e esclarecido o objecto do estudo em causa.

Neste capítulo faz-se referência à condução do estudo efectuado, bem como a sua caracterização. Para melhor organização, a metodologia vai ser abordada em três fases distintas (Figura 27).

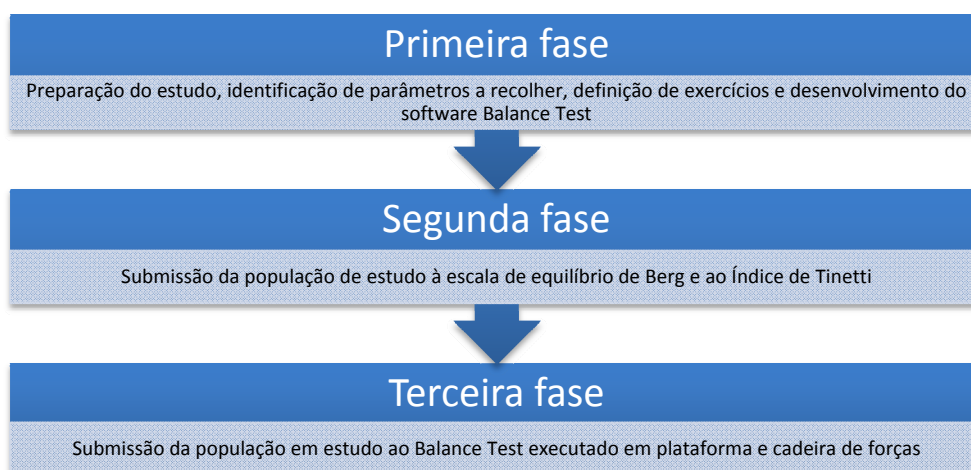


Figura 26- Fluxograma da metodologia utilizada

### 3.1. Primeira fase: Desenvolvimento de protocolo de treino e do Balance Test

A primeira fase consistiu na preparação do estudo, sendo baseado no contributo de um fisioterapeuta para definir e estabelecer parâmetros a recolher, bem como delinear os exercícios a realizar. O facto de se recorrer a um profissional de saúde é óbvio, já que possui formação adequada para o fazer. A ordem de execução dos exercícios relaciona-se com o facto de serem executados na posição sentado ou na posição de pé. O programa delineado segue duas perspectivas: uma de treino, em que são executados diversos exercícios de transferência de carga e uma outra de avaliação de equilíbrio, em que se pretende conhecer a condição do utente nesta categoria. A lógica destas duas perspectivas é que ao longo da sessão o desempenho de equilíbrio melhore. Esta ideia verifica-se pela alternância de ambas as perspectivas ao longo da sessão bem como a repetição de um exercício em particular, como será visto mais á frente. Constitui-se então um protocolo de treino que serviu de guião, ou então como caderno de encargos, para o desenvolvimento de um *software* que desse resposta ao estudo que havia sido delineado.

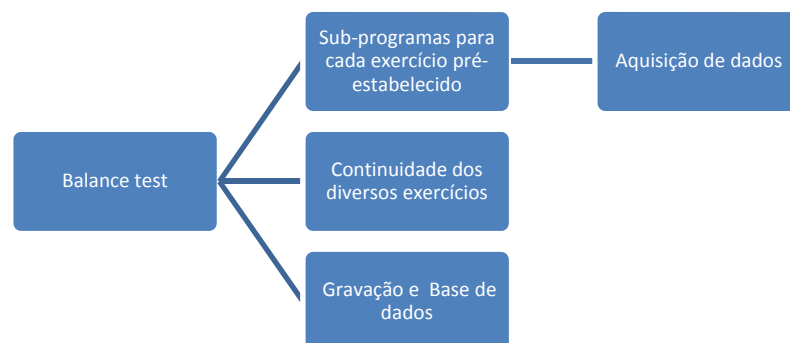
O *Balance Test* é o nome atribuído ao *software* desenvolvido para avaliação quantitativa e treino de equilíbrio. No anexo B procede-se a uma descrição exaustiva e detalhada do *software* desenvolvido. A descrição é feita ao nível de execução de exercícios, dos parâmetros recolhidos, da interface com o utilizador, da descrição de funcionalidades, bem como da indicação das células de carga activas. O seu funcionamento

está associado a uma plataforma e cadeira de forças brevemente descrita no ponto 2.5.1 da presente dissertação (Figura 27).



**Figura 27-** Equipamento para teste e treino de equilíbrio

Os aspectos fundamentais do *Balance Test* são indicados na figura 28:



**Figura 28-** Estrutura do Balance Test

### 3.2. Segunda fase: Estudo qualitativo

Nesta fase procedeu-se à realização de testes à população em estudo. Os indivíduos que participaram no estudo foram submetidos à escala de equilíbrio de Berg e ao índice de Tinetti.

Previamente existiu uma pequena formação com um fisioterapeuta para melhor entendimento e aplicação da escala de equilíbrio de Berg e do índice de Tinetti, tendo os primeiros estudos sido efectuados na Clínica Peróneo, sob observação de vários

fisioterapeutas, que davam constantes indicações para a realização dos testes. A realização dos diversos testes em muitos casos, implicavam um auxílio e supervisão extra para determinados indivíduos cujas capacidades eram mais reduzidas. Este auxílio consistiu essencialmente em “amparar”, perguntar se o indivíduo se sentia cansado ou se tinha alguma dor decorrente dos diversos exercícios. Antes de cada exercício solicitado era explicado o que se pretendia bem como uma demonstração para melhor entendimento. Em alguns casos, para garantia de segurança na realização dos diversos exercícios, foi necessária a ajuda da assistente de animação do Lar da Santa Casa da Misericórdia. Verificou-se que muitos indivíduos manifestavam receio em cair. Num único caso teve que ser suspensa a avaliação, pois o indivíduo não foi capaz de concluir os testes por manifestar dores. Ao longo dos testes realizados procurava-se transmitir incentivo e boa disposição por parte dos examinadores aos indivíduos, a qual em bastantes casos era retribuído. Nesta fase eram também recolhidos dados para caracterização da amostra avaliada, nomeadamente: o peso, altura, idade e algumas informações clínicas da população em estudo.

### 3.3. Terceira fase: Estudo quantitativo

Para a análise quantitativa, constituindo a terceira fase da metodologia, os indivíduos da população, foram submetidos ao estudo que havia sido preparado na primeira fase, o *Balance Test*. Nesta fase, a sessão de treino foi conduzida pelo autor da presente dissertação (Figura 29).



**Figura 29-** Estudo quantitativo

---

Os exercícios pretendidos eram explicados e exemplificados. Tal como na segunda fase em determinados casos foi necessária a intervenção da assistente de animação da Santa Casa da Misericórdia para garantia de segurança durante a realização dos exercícios. É relevante fazer referência a alguns aspectos indicados de seguida.

- i. A maior parte dos idosos conseguiu perceber o que estava a fazer. Em particular, nos exercícios de manutenção de equilíbrio, os quais eram encarados como um jogo divertido e levado a sério, onde o objectivo era manter o *led* de equilíbrio de cor verde. Em dois casos este desafio foi encarado como competição entre os próprios indivíduos.
- ii. Uma clara minoria, por seu turno, não entendiam o que estavam a fazer. Ou por se distraírem facilmente, ou por dificuldades de índole auditiva e visual ou por analfabetismo.
- iii. Á maior parte dos inquiridos, essencialmente aos idosos, foi necessário a atribuição de um voto de confiança nas suas capacidades. Isto é, muitos mostravam-se cépticos das suas próprias capacidades e manifestavam receio em realizar os testes, ou por cair, ou por não serem capazes ou, até mesmo por vergonha, pois as sessões ocorriam no centro da sala de estar. Neste sentido a animadora assistente foi fundamental para a gestão de todos estes aspectos. Durante a realização dos testes, todos os indivíduos quiseram a certeza de que estavam seguros e de que não corriam riscos de cair, fazendo disto quase que um requisito para fazer os testes. Esta garantia, com as devidas precauções, era assegurada pelo examinador. No final do teste o sentido anímico dos indivíduos era claramente positivo, pois do seu ponto de vista, tinham conseguido ultrapassar com sucesso o desafio. Muitos afirmaram que não imaginavam que o conseguissem e que superaram as suas próprias expectativas.





## 4. EXPOSIÇÃO E ANÁLISE DE RESULTADOS

Nesta secção irão ser apresentados os resultados decorrentes da metodologia desenvolvida, mais concretamente da segunda fase e da terceira fase, e de seguida proceder-se-á análise de resultados bem como da sua modelação através de redes neuronais artificiais e de regressões lineares múltiplas. Toda a análise dos dados, quer sejam as regressões lineares múltiplas, quer as redes neuronais artificiais, foram obtidas através do recurso ao *software statistica*.

### 4.1. Registo e análise de resultados do estudo qualitativo

Na tabela 1 são expostos os resultados decorrentes da submissão da população em estudo à escala de equilíbrio de Berg e ao índice de Tinetti. Ao analisar a tabela consegue-se facilmente verificar uma correspondência quase inequívoca de risco de queda entre ambas as abordagens. Na figura 30 apresenta-se uma análise entre as duas escalas onde este facto é visível, apresentando um coeficiente de correlação de Pearson entre ambas de 0,94. Facilmente se torna perceptível a existência de uma elevada relação de proporcionalidade entre escalas, onde baixos índices de Berg correspondem a baixos índices de Tinetti e vice-versa. Ainda que o grau de correlação seja 0,94 é conveniente lembrar dois aspectos: o carácter subjectivo das avaliações efectuadas, e também que o índice de Tinetti transporta consigo uma avaliação do equilíbrio dinâmico ao contrário da escala de equilíbrio de Berg. O principal a reter é que ambas as escalas evoluem no mesmo sentido e predizem efectivamente semelhantes riscos de queda.

**Tabela 1-** Resultados da segunda fase da metodologia

Indivíduo	Idade	Altura [m]	Peso [kg]	Índice de Berg	Risco de Queda	Índice de Tinetti	Risco de Queda
1	76	1,69	80	48	Baixo	19	Moderado
2	72	1,5	55	22	Elevado	11	Elevado
3	37	1,6	64	37	Moderado	13	Elevado
4	37	1,6	64	45	Baixo	18	Elevado
5	23	1,7	88	56	Baixo	28	Baixo
6	23	1,82	70	56	Baixo	28	Baixo
7	15	1,65	54	56	Baixo	28	Baixo
8	41	1,66	87	56	Baixo	28	Baixo
9	31	1,81	90	54	Baixo	25	Baixo
10	84	1,81	71	35	Elevado	15	Elevado
11	87	1,6	75	34	Elevado	19	Moderado
12	15	1,68	62	56	Baixo	28	Baixo
13	31	1,75	60	56	Baixo	28	Baixo
14	97	1,69	86	7	Elevado	3	Elevado
15	88	1,46	78	36	Elevado	12	Elevado
16	89	1,47	47	33	Elevado	16	Elevado
17	84	1,51	54	46	Baixo	22	Moderado
18	88	1,75	74	50	Baixo	23	Moderado
19	98	1,49	62	46	Baixo	22	Moderado
20	66	1,8	88	52	Baixo	28	Baixo
21	79	1,62	57	47	Baixo	24	Baixo
22	86	1,47	68	31	Elevado	14	Elevado
23	82	1,5	70	5	Elevado	1	Elevado
24	58	1,48	63	46	Baixo	23	Moderado
25	81	1,6	78	45	Baixo	21	Moderado
26	88	1,76	76	6	Elevado	8	Elevado
27	87	1,39	66	43	Moderado	23	Moderado
28	86	1,7	63	14	Elevado	1	Elevado
29	83	1,44	34	36	Elevado	20	Moderado
30	83	1,61	59	52	Baixo	28	Baixo
31	81	1,51	57	38	Moderado	18	Elevado
32	86	1,6	68	31	Elevado	11	Elevado
33	75	1,6	92	35	Elevado	14	Elevado
34	88	1,52	65	11	Elevado	5	Elevado
35	95	1,5	63	33	Elevado	18	Elevado
36	84	1,54	56	32	Elevado	12	Elevado
37	88	1,5	52	44	Moderado	23	Moderado
38	89	1,5	59	41	Moderado	24	Moderado
39	85	1,71	70	7	Elevado	1	Elevado
40	74	1,71	78	43	Moderado	25	Baixo
41	32	1,74	74	48	Baixo	21	Moderado

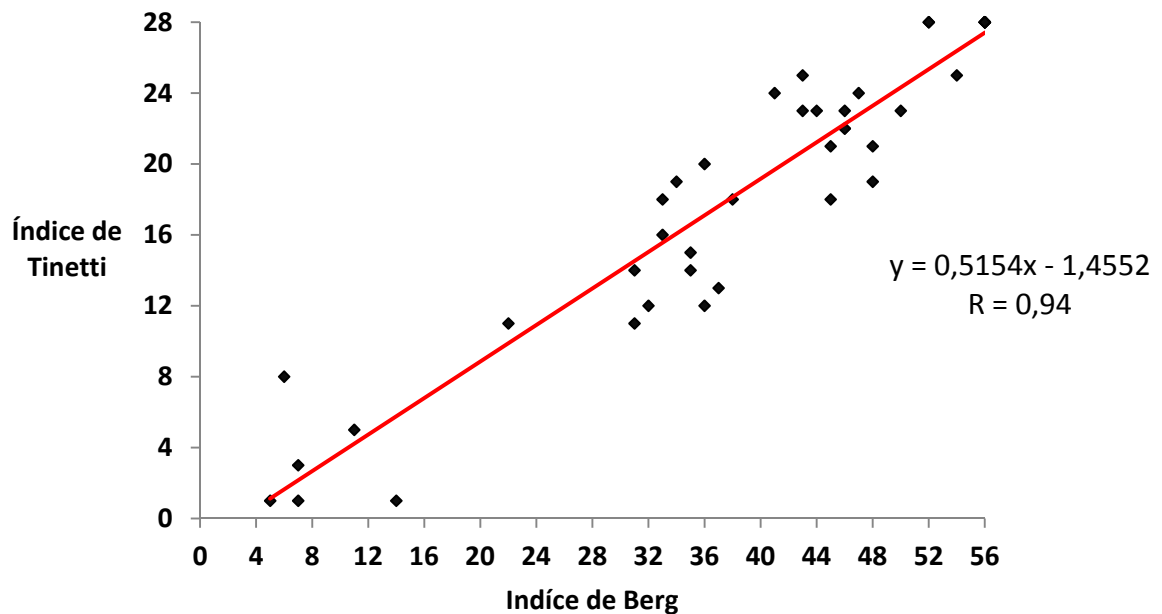


Figura 30- Índice de Tinetti em função do índice de Berg

## 4.2. Registo de resultados do estudo quantitativo

Na tabela 2 apresentam-se os resultados recolhidos na base de dados do *software Balance Test*, referentes à terceira fase da metodologia desenvolvida.

Em alguns casos no exercício 3, verificou-se que o examinador ao dar a ordem de gravar parâmetro, o paciente executava exercício mais rápido do que a actualização dos valores do *software*. Ocorreram também algumas situações onde o paciente não conseguia fazer o exercício. Não prevendo essa situação, o *software* devolvia o valor zero. Por este valor ser o melhor resultado possível, e não fazendo sentido, contornou-se o problema devolvendo à base de dados o pior caso possível.

Tabela 2- Resultados da terceira fase da metodologia

	Pico Transferência de Carga Assento-Pés [kg]	Transferência Lateral Sentado_Pico Máximo Esquerdo [kg]	Transferência Lateral Sentado_Pico Máximo Direto [kg]	Melhor Tentativa Esquerda: Sentado -Pé [kg]	Pior tentativa Esquerda: Sentado-Pé [kg]	Melhor Tentativa Direta: Sentado-Pé [kg]	Pior tentativa Direta: Sentado-Pé [kg]	% Tempo Equilíbrio Sagital Pé	Transferência Lateral Pé_Pico Máximo Esquerdo [kg]	Transferência Lateral Pé_Pico Máximo Direto [kg]	% Tempo Equilíbrio Sagital Pé	% Tempo Equilíbrio Antero Posterior	% Equilíbrio Requerido
1	61	61	57	0	16	-14	-29	97	52	74	0	0	10
2	34	39	44	8	14	-13	-19	97	51	56	73	67	10
3	51	53	56	8	19	0	-14	78	68	60	88	73	10
4	52	55	58	4	15	0	0	97	70	66	100	83	8
5	54	67	66	2	6	-1	-16	99	90	90	97	93	5
6	52	54	63	0	2	-4	-16	99	67	69	97	87	5
7	51	23	0	0	1	0	-3	97	54	54	97	91	4
8	43	70	68	2	6	-4	-18	98	81	81	97	87	5
9	59	65	67	22	43	0	0	45	82	54	52	90	5
10	36	44	37	5	7	-8	-13	63	53	63	55	66	5
11	53	50	48	4	16	0	-11	73	56	49	52	61	5
12	37	45	45	2	5	-1	-15	75	64	63	85	95	5
13	39	55	54	2	2	0	0	96	59	60	100	69	4
14	55	52	68	86	86	86	86	92	55	70	100	86	10
15	38	57	55	0	14	-4	-16	100	57	65	97	67	10
16	16	32	33	0	6	-1	-6	68	37	30	42	21	5
17	24	35	39	1	3	-4	-5	76	47	46	75	59	5
18	39	50	57	0	0	-6	-16	96	60	57	85	75	5
19	34	47	47	0	2	-9	-14	98	43	44	77	68	5
20	51	55	59	0	2	-4	-14	100	85	81	53	46	5
21	33	41	39	0	10	-3	-5	91	47	47	87	89	5
22	27	48	62	57	57	57	57	45	57	64	33	30	5
23	32	47	48	70	70	70	70	0	4	3	0	0	15
24	36	48	49	2	4	-3	-14	45	55	53	51	75	5
25	37	58	60	0	0	-4	-17	36	71	75	33	48	5
26	37	61	57	76	76	76	76	47	63	44	99	43	10
27	36	40	42	0	0	-8	-19	38	41	54	73	77	10
28	30	40	42	63	63	63	63	38	47	40	86	89	10
29	16	25	25	2	10	0	0	31	27	32	0	16	5
30	21	43	42	0	1	-3	-17	95	54	49	96	52	5
31	33	36	39	10	11	0	-15	66	43	40	79	47	5
32	21	46	42	68	68	68	68	49	60	54	69	43	5
33	40	67	61	11	38	-4	-13	64	56	67	38	41	5
34	28	43	50	0	9	-9	-16	82	50	47	77	30	5
35	33	43	50	0	0	-3	-13	61	32	49	31	64	5
36	35	40	48	0	0	-7	-10	96	44	50	94	92	10
37	32	35	41	0	0	-2	-12	84	45	47	72	54	5
38	27	47	44	3	4	-4	-11	86	48	50	85	70	5
39	34	50	50	70	70	70	70	93	53	50	88	100	15
40	57	58	54	5	8	0	0	100	69	66	97	80	5
41	69	62	64	1	13	-4	-6	81	71	75	90	51	5

### 4.3. Modelação do índice de Berg por meio de regressões lineares múltiplas

Utilizando o índice de Berg como variável dependente ( $y$ ) e a informação recolhida, apresentada na Tabela 2, o conjunto das variáveis independentes ( $x$ ), é possível construir a seguinte análise:

$$y = f(x_1, x_2, x_3, x_4, x_5, x_6, x_7, x_8, x_9, x_{10}, x_{11}, x_{12}, x_{13}, x_{14}, x_{15}, x_{16}) \quad (6)$$

cujo significado:

Índice de Berg =  $f$  (idade, altura, peso, pico transferência de carga assento pés, transferência lateral sentado pico máximo esquerdo, transferência lateral sentado pico máximo direito, melhor tentativa esquerda sentado pé, pior tentativa esquerda sentado pé, melhor tentativa direita sentado pé, pior tentativa direita sentado pé, % tempo equilíbrio sagital pé, transferência lateral pé pico máximo esquerdo, transferência lateral pé pico máximo direito, % tempo equilíbrio sagital pé, % tempo equilíbrio antero posterior, % equilíbrio requerido)

Para modelar o problema por meio de regressões lineares múltiplas espera-se uma equação do tipo:

$$\text{Índice de Berg} = \beta_0 + \beta_1 x_1 + \beta_2 x_2 + \beta_3 x_3 + \beta_4 x_4 + \beta_5 x_5 + \beta_6 x_6 + \beta_7 x_7 + \beta_8 x_8 + \beta_9 x_9 + \beta_{10} x_{10} + \beta_{11} x_{11} + \beta_{12} x_{12} + \beta_{13} x_{13} + \beta_{14} x_{14} + \beta_{15} x_{15} + \beta_{16} x_{16} \quad (7)$$

Em que os coeficientes  $\beta$ , são incógnitas a determinar.

Efectuou-se então uma regressão linear múltipla utilizando os 656 dados recolhidos da terceira fase da metodologia, tendo-se obtido a seguinte expressão para o índice de Berg:

$$\begin{aligned} \text{Índice de Berg} = & - 0,329x_1 - 0,063x_2 - 0,005x_3 + 0,047x_4 + 0,337x_5 - 0,244x_6 + \\ & 0,083x_7 - 0,673x_8 + 0,376x_9 - 0,174x_{10} + 0,123x_{11} + 0,083x_{12} + 0,001x_{13} - 0,252x_{14} + 0,167x_{15} - \\ & 0,327x_{16} \end{aligned} \quad (8)$$

A equação apresentada (equação 8) é caracterizada por um coeficiente de correlação múltiplo de 0,91, na qual os parâmetros mais preponderantes são: “ idade” e “ % equilíbrio requerido”, respectivamente. Verifica-se também que são atribuídos diferentes pesos aos termos  $\beta$ , ainda que resultem do mesmo tipo de exercício.

#### 4.4. Modelação do Índice de Tinetti por meio de regressões lineares múltiplas

De um modo similar foi modelado o Índice de Tinetti:

$$\begin{aligned} \text{Índice de Tinetti} = & \beta_0 + \beta_1x_1 + \beta_2x_2 + \beta_3x_3 + \beta_4x_4 + \beta_5x_5 + \beta_6x_6 + \beta_7x_7 + \beta_8x_8 + \\ & \beta_9x_9 + \beta_{10}x_{10} + \beta_{11}x_{11} + \beta_{12}x_{12} + \beta_{13}x_{13} + \beta_{14}x_{14} + \beta_{15}x_{15} + \beta_{16}x_{16} \end{aligned} \quad (9)$$

$$\begin{aligned} \text{Índice de Tinetti} = & - 0,268x_1 - 0,124x_2 + 0,008x_3 + 0,152x_4 + 0,478x_5 - 0,342x_6 + \\ & 0,872x_7 - 1,357x_8 + 0,311x_9 - 0,160x_{10} + 0,172x_{11} + 0,155x_{12} - 0,190x_{13} - 0,272x_{14} + 0,155x_{15} \\ & - 0,454x_{16} \end{aligned} \quad (10)$$

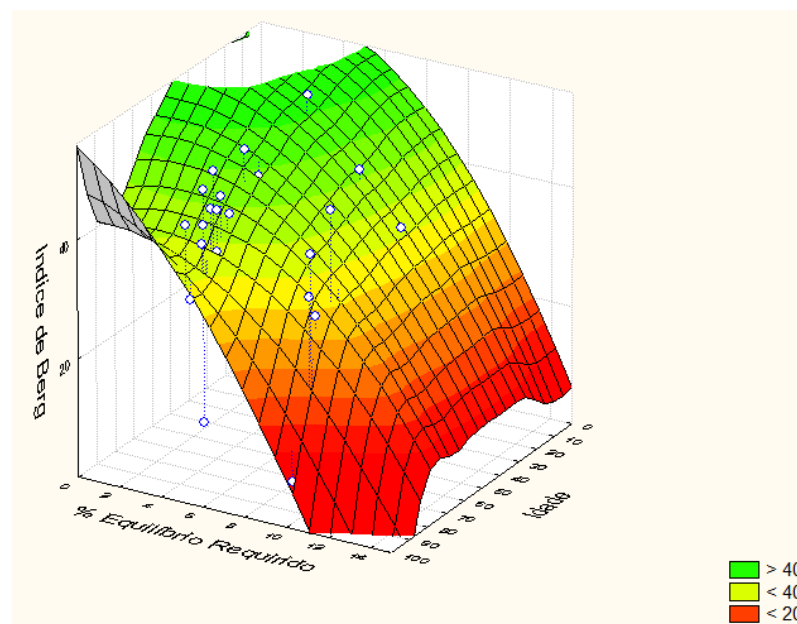
Obteve-se um coeficiente de correlação linear múltipla de 0,91, nos quais os parâmetros mais preponderantes foram: “pior tentativa esquerda sentado pé” e “ idade”, respectivamente, não correspondendo aos mesmos da análise anterior. No entanto, verifica-se também a existência de atribuição de diferentes pesos  $\beta$  a parâmetros da mesma categoria de exercício.

#### 4.5. Modelação do Índice de Berg por meio de redes neuronais artificiais

Constituindo uma alternativa às regressões lineares múltiplas procedeu-se ao emprego de redes neuronais artificiais para determinação do índice de Berg.

Depois de seleccionados os dados de entrada, os dados recolhidos pelo *Balance Test*, e de definido o alvo, o índice de Berg. Foram construídas 200 redes, sendo a que

melhor correlação apresentou uma rede: MLP 16-10-1. Significa que se trata de uma rede que quanto à sua arquitectura é do tipo multi-camada unidireccional. Relativamente à sua aprendizagem, trata-se de uma rede do tipo supervisionada de retropropagação, pois adequa continuamente os pesos de cada nodo consoante a informação que dispõe. Na construção das redes, utilizaram-se, de um modo aleatório, 80% dos dados recolhidos para treino, servindo os restantes 20% para teste. A rede eleita contém 16 nodos de entrada (dados do *Balance Test*), uma camada escondida com 10 nodos e finalmente um nodo de saída correspondente ao índice de Berg. As funções de activação da camada intermédia foram funções tangente, enquanto que as funções de activação de saída foram do tipo linear. O coeficiente de correlação para o treino de rede foi de 0,83 e para os dados de teste de 0,96. Feita uma avaliação da sensibilidade da rede, verifica-se que os parâmetros mais preponderantes foram a “idade” e logo de seguida a “ % de equilíbrio requerido”. Facto que faz todo o sentido, pois foi visto que a manutenção do equilíbrio é mais exigente em idades avançadas, já a % de equilíbrio requerido determinou a dificuldade dos exercícios do protocolo de treino delineado. Na figura 31 apresenta-se uma análise do índice de Berg em função destes dois parâmetros.



**Figura 31-** Índice de Berg em função da “% de equilíbrio requerido” e “idade”

### 4.6. Modelação do Índice de Tinetti por meio de redes neuronais artificiais

Nos moldes anteriores efectuou-se a mesma operação, trocando apenas a variável dependente da rede para o índice de Tinetti, tendo sido obtida a rede que se apresenta na tabela 3. Na figura 32 apresenta-se a evolução do índice de Tinetti em função dos parâmetros que têm mais peso na rede, tendo sido os mesmos da análise anterior.

Tabela 3- Caracterização da rede MLP 16-8-1

<b>Sigla da rede</b>	MLP 16-8-1
<b>Arquitectura da rede</b>	Multi-camada unidirecional
<b>Aprendizagem da rede</b>	Supervisionada e de retropropagação: 80% para treino e 20% para teste
<b>Número de iterações</b>	200
<b>Função activação camada intermédia</b>	Função exponencial
<b>Função activação camada saída</b>	Função seno
<b>Factor de correlação de treino da rede</b>	0,86
<b>Factor de correlação de teste da rede</b>	0,94
<b>Parâmetros mais preponderantes</b>	“Idade” e “% de equilíbrio requerido”

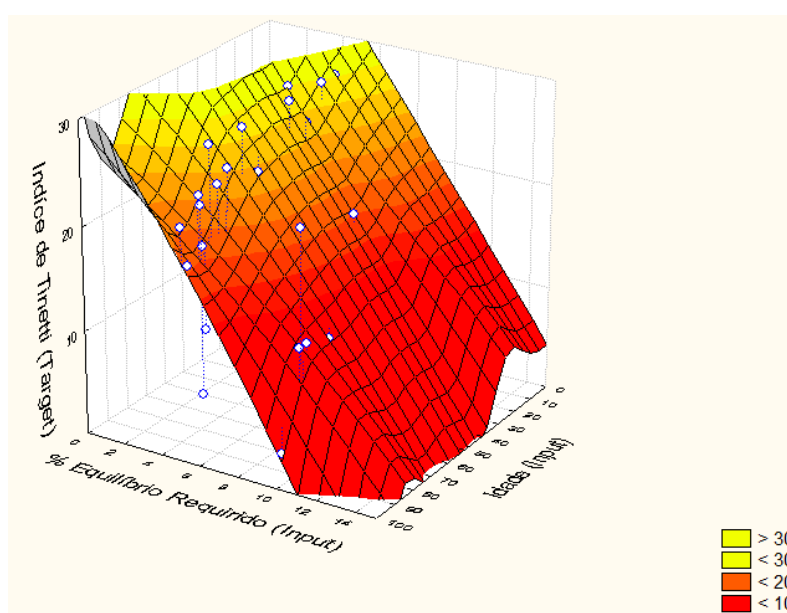


Figura 32- Índice de Tinetti em função da “Idade” e da “% Equilíbrio requerido”



## 4.7. Modelação dos Índices de equilíbrio por meio de redes neuronais artificiais

No seguimento dos pontos anteriores e a título de curiosidade efectuou-se a mesma experiência mas agora com duas variáveis dependentes simultâneas: índice de Berg e índice de Tinetti. As redes neuronais artificiais permitem, ao contrário das regressões lineares múltiplas, ter várias variáveis dependentes. Esta iniciativa justifica-se pela verificação do comportamento da rede a nível de parâmetros mais preponderantes.

Os resultados obtidos são expostos na Tabela 4.

**Tabela 4-** Caracterização da rede MLP-16-11-2

<b>Sigla da rede</b>	MLP 16-11-2	
<b>Arquitectura da rede</b>	Multi-camada unidirecional	
<b>Aprendizagem da rede</b>	Supervisionada e de retropropagação: 80% para treino e 20% para teste	
<b>Número de iterações</b>	200	
<b>Função activação camada intermédia</b>	Função exponencial	
<b>Função activação camada saída</b>	Função linear	
<b>Factor de correlação de treino da rede</b>	Índice de Berg	Índice de Tinetti
	0,86	0,86
<b>Factor de correlação de teste da rede</b>	Índice de Berg	Índice de Tinetti
	0,93	0,92
<b>Parâmetros mais preponderantes</b>	“% de equilíbrio requerido” e “idade”	

Na análise de sensibilidade efectuada, verifica-se que os parâmetros com mais influência mantêm-se existindo, no entanto, uma alteração porquanto a “% de equilíbrio requerido” torna-se mais preponderante do que a “idade”.

## 4.8. Comparação de resultados

Na Tabela 5 apresenta-se um resumo das inferências estatísticas obtidas.

**Tabela 5-** Comparação das modelações efectuadas

	Factor de Correlação				
	Regressões Lineares Múltiplas	Redes Neurais Artificiais			
		Treino da rede	Teste da rede		
<b>Índice de Berg</b>	0,91	0,83	0,96		
<b>Índice de Tinetti</b>	0,91	0,86	0,94		
<b>Índice de Berg e de Tinetti</b>	-	Berg	Tinetti	Berg	Tinetti
		0,86	0,86	0,93	0,92

Face aos resultados apresentados, a abordagem por regressão linear múltipla, manifesta elevada concordância com os dados qualitativos, tanto para previsão do índice de Berg como do índice de Tinetti

Relativamente às redes neuronais artificiais verificam-se melhores correlações a nível de teste de rede, se comparados com a aprendizagem da mesma. Ainda neste sentido, é mostrado que os coeficientes de correlação são muito próximos em termos de treino e de teste.

Verifica-se uma elevada correlação nas modelações dos índices de Berg e de Tinetti, por meio de regressões lineares múltiplas e por redes neuronais artificiais, evidenciando assim modelos com capacidade para previsão de risco de quedas.

As diferentes abordagens utilizadas, ou por regressão linear múltipla ou por redes neuronais artificiais, mostram também, uma proximidade entre si, em termos de factor de correlação, ainda que sejam caracterizadas por níveis de complexidade totalmente diferentes.

## 5. CONCLUSÕES

A presente dissertação refere-se à modelação numérica do índice de Berg e do índice de Tinetti por meio de regressões lineares múltiplas e de redes neuronais artificiais. Foi desenvolvida um instrumento de base para o estudo, o *Balance Test*, que consiste num procedimento de exercícios com quantificação numérica através de um equipamento de medição de força. O *Balance Test* foi desenvolvido para que a recolha de dados fosse automática e que os mesmos sejam armazenados numa base de dados. A relevância dos dados recolhidos está directamente relacionada com o equilíbrio. Foi notória a importância do *feedback* visual já que funcionou como um sensor extra do corpo humano e funcionou também como importante factor motivador para os indivíduos em estudo. A *interface* do *Balance Test* revelou-se bastante compreensível e de fácil entendimento.

Face aos resultados obtidos, sejam por meio de regressões lineares múltiplas ou por meio de redes neuronais artificiais, verificou-se uma elevada correlação entre resultados das escalas de equilíbrio (Índice de Tinetti e de Berg) e a previsão dos modelos numéricos desenvolvidos, existindo, portanto, concordância com dados de índole qualitativa e quantitativa.

Os resultados mostram ainda que o grau de correlação da abordagem por redes neuronais artificiais, a nível de teste, face à abordagem por meio de regressões lineares múltiplas é ligeiramente superior. Ainda assim, o nível da complexidade da abordagem por redes neuronais artificiais, não justifica, de todo, a sua recorrência, para ganho de diferenças tão pouco significativas, quando uma simples abordagem de estatística clássica responde ao problema.

Os modelos desenvolvidos demonstram capacidade para previsão do índice de Tinetti bem como do índice de Berg, e conseqüentemente o risco de queda. Desta forma é dada resposta ao principal objectivo contemplado neste trabalho.

Ainda que surgissem notórias dificuldades em abraçar uma temática completamente nova em termos de revisão de conceitos ou de metodologias, na verdade foi bastante gratificante e funcionou como um desafio ou uma motivação extra para a realização deste trabalho.

Não se poderia deixar de referir que a integração de várias áreas de conhecimento da engenharia, como os métodos estatísticos e numéricos, instrumentação e programação, funcionaram como uma valência importante numa outra área, a biomecânica, mais concretamente na fisioterapia e reabilitação física.

Como proposta de estudos futuros, sugere-se um novo estudo nos mesmos moldes descritos, com um significativo aumento da população em estudo e uma segmentação dos indivíduos, por doença ou incapacidade, por gravidade e por idades, tendo como principal objectivo melhorar a capacidade de previsão do modelo tornando-o universal e propenso de aplicar com sucesso a qualquer indivíduo independentemente da sua condição. Este facto implicaria uma optimização do *Balance Test* a nível de programação.

---

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Abrantes, J. M. C. S.; (2008); “Fundamentos e Elementos de Análise em Biomecânica do Movimento Humano”; MovLab; Universidade Lusófona de Lisboa.
- Alcobia, Carlos J. O. P. J.; (2006); “Ergonomia Ambiental em Veículos”; Dissertação de Doutoramento; Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra.
- Anatomia e Fisiologia Humana (2012); “Sistema Muscular”; acessido em Janeiro de 2012 em: <http://www.afh.bio.br/sustenta/Sustenta4.asp>
- Anatomia Geral; “Anatomia da Superfície e Planos de Orientação do Corpo Humano”; acessido em Novembro de 2011 em: <http://www2.grupogen.com.br/GBK/erratas/9788527712187c.pdf>
- Apóstolo, João; (2011); “Instrumentos para Avaliação em Geriatria”; Documento de Apoio; Escola Superior de Enfermagem de Coimbra.
- Biologia e Geologia (2012); “Regulação Nervosa e Hormonal em Animais” acessido em Janeiro de 2012 em: <https://sites.google.com/site/geologiaebiologia/geologia-e-biologia-10o/conteudos-de-biologia/regulao-nos-seres-vivos/regulao-nervosa-e-hormonal-nos-animais/regulao-nervosa-e-hormonal-em-animais>
- Boa Forma (2012); “Ginástica Artística une Beleza e Saúde”; acessido em Janeiro de 2012 em: <http://www.einstein.br/ESPACO-SAUDE/BOA-FOMA/Paginas/ginastica-artistica-une-beleza-e-saude.aspx>.
- Desporto Nacional (2012); “Novo camisola 10 do Benfica”; acessido em Janeiro de 2012 em: <http://desportonacional.com/o-novo-camisola-10-do-benfica/>.
- Dias, B.D., Mota, R.S., Gênova, T.C., Tamborelli, V., Pereira, V., Puccini, P. T.; (2009); “Aplicação da Escala de Equilíbrio de Berg para Verificação do Equilíbrio de Idosos em Diferentes Fases de Envelhecimento”; Passo Fundo, v.6; nº 2, 213-224 .
- Duarte, M.; “Controlo de Equilíbrio em Idosos”; Apresentação ppt; Laboratório de Biofísica da Universidade de São Paulo.
- Efdeportes (2011); “Reabilitação Vestibular em Idosos. Revisão de Literatura”; acessido em Janeiro de 2012 em: <http://www.efdeportes.com/efd156/reabilitacao-vestibular-em-idosos.htm>.
- Figueiredo, K.M. O. B., Lima, K. C. e Guerra, R. C.; (2007); “Instrumentos de Avaliação do Equilíbrio Corporal em Idosos”; Artigo de revisão; Universidade Federal do Rio Grande do Norte.
- Kavalco, K. ; (1998); “Aparelho Vestibular- Órgão do Equilíbrio”; acessido em Dezembro de 2011 em: [http://biociencia.org/index.php?option=com\\_content&task=view&id=85&Itemid=72](http://biociencia.org/index.php?option=com_content&task=view&id=85&Itemid=72).

- Leonardi, M. M, Lopes, G. J., Bezerra P e Borges, A.P.O.; (2008); “Impacto de Desequilíbrio Estático de Dinâmico no Risco de Quedas em Indivíduos com Ataxia Espinocerebelar”; Artigo; Departamento de Neurologia Clínica e Fisioterapia Neuro-Funcional da Universidade de Franca.
- Lncc (2012); “O modelo do Neurónio Artificial” acedido em Janeiro de 2012 em: [http://www.lncc.br/~labinfo/tutorialRN/frm1\\_neuronio.htm](http://www.lncc.br/~labinfo/tutorialRN/frm1_neuronio.htm)
- Loth, E. A., Rossi, P. C. C. e Ciena, A. P.; (2008); “ Avaliação da Influência do Sistema Vestibular no Equilíbrio de Adultos Jovens de Posturografia Dinâmica Foam-Laser e Plataforma de Força”; Seminário: Ciências Biológicas e da Saúde; Londrina; v. 29; nº1; 57-64.
- Luzietti, Arachelis S., (2010); “Análise do Equilíbrio Estático de Indivíduos com Alterações Anatomofuncionais da Coluna Vertebral Pré e Pós a Aplicação da Técnica de Reeducação Postural Global- RPG” Dissertação de Mestrado; Universidade do Extremo Sul Catarinense.
- Maria, Esmeralda P. C. De; (2009); “ Quedas no Senescente: Equilíbrio e Medo de Cair”; Dissertação de Mestrado; Faculdade de Ciências da Saúde do Porto.
- Mecatronica (2012); “Estabilização dinâmica de veículos de duas rodas”; acedido em Janeiro de 2012 em: <http://www.mecatronicaatual.com.br/secoes/leitura/66>.
- Mecatronica (2012); “Estabilização dinâmica de veículos de duas rodas”; acedido em Janeiro de 2012 em: <http://www.mecatronicaatual.com.br/secoes/leitura/66>.
- Monteiro, M. M., Santos, M. R.; (2005); “Psicologia”; Porto Editora.
- MSPC (2012); “Sistemas de Controle”; acedido em Janeiro de 2012 em: [http://www.mspc.eng.br/contr/ctrl\\_0110.shtml](http://www.mspc.eng.br/contr/ctrl_0110.shtml).
- Okuno, Emico; Fratin, Luciano; (2003), “Desvendando a Física do Corpo Humano: Biomecânica”; São Paulo (Brasil); Manole.
- Oliveira, Luís Adriano; (2011); “Dissertação e Tese em Ciência e Tecnologia Segundo Bolonha”; (primeira edição); Lidel.
- Portalsaofrancisco (2012); “Anatomia Macroscópica do Cerebelo”; acedido em Janeiro de 2012 em: <http://www.portalsaofrancisco.com.br/alfa/corpo-humano-sistema-nervoso/cerebelo-2.php>
- Posturologi (2012); “Posturale System”; acedido em Janeiro de 2012 em: <http://www.voi.no/tonisk%20posturale%20system.html>
- Queirós, G. A. S.; (2005); “Fisiologia vestibular”, acedido em Janeiro de 2001 em: [http://www.forl.org.br/pdf/seminarios/seminario\\_33.pdf](http://www.forl.org.br/pdf/seminarios/seminario_33.pdf).
- Ramos, Brenda M. B.; (2003); “Influências de um Programa de Equilíbrio de Actividade Física no Controlo do Equilíbrio de Idosos”; Dissertação de Mestrado; Universidade de São Paulo.
- Rauber, Thomas W.; “Redes Neurónais Artificiais”; Documento de Apoio; Universidade Federal do Espírito Santo.

- Rebelatto, J. R., Castro, A. P., Sako, F. Koiti e Aurichio, Thaís Rabiatti; (2008); “Equilíbrio Estático de Dinâmico em Indivíduos Senescentes e o Índice de Massa Corporal”, *Fisio. Mov.*; 21 (3); 69-75.
- Rincodevalgo (2012); “Anatomia Macroscopica del ojo”; acessido em Janeiro de 2012 em: <http://html.rincondelvago.com/sistema-visual-y-ocular.html>
- Rodacki, A.L.F.; “Análise dos Factores Antropométricos em Biomecânica”; Documento de Apoio.
- Schopping, K.; (2003); “Centro de Gravidade e Equilíbrio dos Corpos”; Documento de Apoio; Departamento de Física da Universidade Federal de Santa Catarina.
- Secretaria de Estado da Saúde; (2010); “Relatório Global da Organização Mundial de Saúde Sobre Prevenção de Quedas na Velhice”; São Paulo.
- Sogab (2012); “Origem e Divisão do Sistema Nervoso”; acessido em Janeiro de 2012 em: <http://www.sogab.com.br/anatomia/sistemanervosojonas.htm>
- Valentim, F. C. V., Fonseca, M. C. R., Santos, M. O. e Santos, B. M. O.; (2009); “Avaliação do Equilíbrio Postural e dos Factores Ambientais Relacionados às Quedas em Idosos de Instituições de Longa Permanência”; *Estudo Interdisciplinar Envelhecimento*; Porto Alegre; v.14; nº2; 207-224.
- Wieczorek, Silvana A.; (2003); “Equilíbrio em Adultos e Idosos: Relação entre Tempo de Movimento e Acurácia Durante Movimentos Voluntários na Postura em Pé”, *Dissertação de Mestrado*; Escola de Educação Física e Desporto da Universidade de São Paulo.
- Worldisround (2012); “Italy, Pisa”; acessido em Janeiro de 2012 em: <http://www.worldisround.com/articles/327236/photo16.html>.





## **ANEXO A- ESCALA DE EQUÍBRIO DE BERG E ÍNDICE DE TINETTI**

**Tabela 6- Escala de Equilíbrio de Berg**

1) Posição sentado para posição em pé Instrução: Por favor, levante-se. Tente não usar as mãos para se apoiar.	(4) capaz de levantar-se sem utilizar as mãos e estabilizar-se independentemente (3) capaz de levantar-se independentemente utilizando as mãos (2) capaz de levantar-se utilizando as mãos após diversas tentativas (1) necessita de ajuda mínima para levantar-se ou estabilizar-se (0) necessita de ajuda moderada ou máxima para levantar-se
2) Permanecer em pé sem apoio Instrução: Por favor, fique em pé por 2 minutos sem se apoiar	(4) capaz de permanecer em pé com segurança por 2 minutos (3) capaz de permanecer em pé por 2 minutos com supervisão (2) capaz de permanecer em pé por 30 segundos sem apoio (1) necessita de várias tentativas para permanecer em pé por 30 segundos sem apoio (0) incapaz de permanecer em pé por 30 segundos sem apoio
3) Permanecer sentado sem apoio nas costas, mas com os pés apoiados no chão ou num banquinho Instrução: Por favor, fique sentado sem apoiar as costas com os braços cruzados por 2 minutos.	(4) capaz de permanecer sentado com segurança e com firmeza por 2 minutos (3) capaz de permanecer sentado por 2 minutos sob supervisão (2) capaz de permanecer sentado por 30 segundos (1) capaz de permanecer sentado por 10 segundos (0) incapaz de permanecer sentado sem apoio durante 10 segundos
4) Posição em pé para posição sentado Instrução: Por favor, sente-se.	(4) senta-se com segurança com uso mínimo das mãos (3) controla a descida utilizando as mãos (2) utiliza a parte posterior das pernas contra a cadeira para controlar a descida (1) senta-se independentemente, mas tem descida sem controle (0) necessita de ajuda para sentar-se
5) Transferências Instrução: Disponha as cadeiras perpendicularmente ou uma de frente para a outra para uma transferência em pivô.	(4) capaz de transferir-se com segurança com uso mínimo das mãos (3) capaz de transferir-se com segurança com o uso das mãos (2) capaz de transferir-se seguindo orientações verbais e/ou supervisão (1) necessita de uma pessoa para ajudar (0) necessita de duas pessoas para ajudar ou supervisionar para realizar a tarefa com segurança
6) Permanecer em pé sem apoio com os olhos fechados Instrução: Por favor, fique em pé e feche os olhos por 10 segundos.	(4) capaz de permanecer em pé por 10 segundos com segurança (3) capaz de permanecer em pé por 10 segundos com supervisão (2) capaz de permanecer em pé por 3 segundos (1) incapaz de permanecer com os olhos fechados durante 3 segundos, mas mantém-se em pé (0) necessita de ajuda para não cair
7) Permanecer em pé sem apoio com os pés juntos Instrução: Junte seus pés e fique em pé sem se apoiar.	(4) capaz de posicionar os pés juntos independentemente e permanecer por 1 minuto com segurança (3) capaz de posicionar os pés juntos independentemente e permanecer por 1 minuto com supervisão (2) capaz de posicionar os pés juntos independentemente e permanecer por 30 segundos (1) necessita de ajuda para posicionar-se, mas é capaz de permanecer com os pés juntos durante 15 segundos (0) necessita de ajuda para posicionar-se e é incapaz de permanecer nessa posição por 15 segundos
8) Esticar à frente com o braço estendido permanecendo em pé Instrução: Levante o braço a 90°. Estique os dedos e tente chegar o mais à frente possível	(4) pode avançar a frente >25 cm com segurança (3) pode avançar a frente >12,5 cm com segurança (2) pode avançar a frente >5 cm com segurança (1) pode avançar a frente, mas necessita de supervisão (0) perde o equilíbrio na tentativa, ou necessita de apoio externo
10) Virar-se e olhar para trás por cima dos ombros direito e esquerdo enquanto permanece em pé Instrução: Vire-se para olhar diretamente atrás de si por cima do seu ombro esquerdo sem tirar os pés do chão. Faça o mesmo por cima do ombro direito.	(4) olha para trás de ambos os lados com uma boa distribuição do peso (3) olha para trás somente de um lado, o lado contrário demonstra menor distribuição do peso (2) vira somente para os lados, mas mantém o equilíbrio (1) necessita de supervisão para virar (0) necessita de ajuda para não perder o equilíbrio ou cair
11) Dar volta de 360 graus Instrução: Dê uma volta completa sobre si próprio. Pausa. Dê uma volta completa sobre si próprio, mas em sentido contrário.	(4) capaz de girar 360 graus com segurança em 4 segundos ou menos (3) capaz de girar 360 graus com segurança somente para um lado em 4 segundos ou menos (2) capaz de girar 360 graus com segurança, mas lentamente (1) necessita de supervisão próxima ou orientações verbais (0) necessita de ajuda enquanto gira

<p>12) Posicionar os pés alternadamente no degrau ou banquinho enquanto permanece em pé sem apoio Instrução: colocar os pés alternadamente num degrau enquanto se mantém em pé e sem apoio</p>	<p>(4) capaz de permanecer em pé independentemente e com segurança, completando 8 movimentos em 20 segundos (3) capaz de permanecer em pé independentemente e completar 8 movimentos em &gt;20 segundos (2) capaz de completar 4 movimentos sem ajuda (1) capaz de completar &gt;2 movimentos com o mínimo de ajuda (0) incapaz de tentar, ou necessita de ajuda para não cair</p>
<p>13) Permanecer em pé sem apoio com um pé à frente Instrução: Coloque um pé directamente à frente do outro na mesma linha.</p>	<p>(4) capaz de colocar um pé imediatamente à frente do outro, independentemente, e permanecer por 30 segundos (3) capaz de colocar um pé um pouco mais à frente do outro e levemente para o lado, independentemente, e permanecer por 30 segundos (2) capaz de dar um pequeno passo, independentemente, e permanecer por 30 segundos (1) necessita de ajuda para dar o passo, porém permanece por 15 segundos (0) perde o equilíbrio ao tentar dar um passo ou ficar de pé</p>
<p>14) Permanecer em pé sobre uma perna Instrução: Fique em pé sobre uma perna o máximo tempo possível sem apoio.</p>	<p>(4) capaz de levantar uma perna independentemente e permanecer por &gt;10 segundos (3) capaz de levantar uma perna independentemente e permanecer por 5-10 segundos (2) capaz de levantar uma perna independentemente e permanecer por <math>\geq 3</math> segundos (1) tenta levantar uma perna, mas é incapaz de permanecer por 3 segundos, embora permaneça em pé independentemente (0) incapaz de tentar, ou necessita de ajuda para não cair</p>

Total \_\_\_\_\_/56

**Tabela 7- Índice de Tinetti**

1) Equilíbrio sentado:	(0) Inclina-se ou desliza na cadeira (1) Estável, seguro
2) Levanta-se da cadeira:	(0) Incapaz sem ajuda (1) Capaz, usa membros superiores para auxiliar (2) Capaz sem usar membros superiores
4) Equilíbrio de pé imediato (primeiros 5 segundos)	(0) Instável (cambaleia, move os pés, oscila o tronco) (1) Estável, mas usa dispositivo de auxílio à marcha (2) Estável sem dispositivo de auxílio
5) Equilíbrio de pé:	(0) Instável (1) Instável, mas aumenta a base de suporte (entre os calcanhares > 10 cm de afastamento) e usa dispositivo de auxílio (2) Diminuição da base sem dispositivo de auxílio
6) Desequilíbrio no esterno (sujeito na posição de pé com os pés o mais próximo possível, o examinador empurra suavemente o sujeito na altura do esterno com a palma da mão 3 vezes seguidas.	(0) Começa a cair (1) Cambaleia, (2) Estável
7) Olhos fechados:	(0) Instável (1) Estável
8) Girar 360°:	(0) Instabilidade (se agarra, cambaleia) (1) Passos descontinuados (2) Continuidade
9) Sentar:	(0) Inseguro (não avalia bem a distância, cai na cadeira) (1) Usa os braços ou não tem movimentos suaves (2) Seguro, movimentos suaves
1) Iniciação da marcha:	(0) Imediato e após o comando Vá (qualquer hesitação ou múltiplas tentativas para iniciar) (1) Sem hesitação
2) Comprimento e altura do passo:	a) Perna D:  (0) Não passa o membro E (1) Passa o membro E (0) Pé D não se afasta completamente do solo com o passo (1) Pé D se afasta completamente do solo  b) Perna E:  (0) Não passa o membro D (1) Passa o membro D (0) Pé E não se afasta completamente do solo com o passo (1) Pé E afasta completamente do solo
3) Simetria do passo:	(0) Passos D e E desiguais (1) Passos D e E parecem iguais
4) Continuidade do passo:	(0) Parada ou descontinuidade entre os passos (1) Passos parecem contínuos
5) Desvio da linha reta (distância aproximada de 3 m X 30 cm):	(0) Desvio marcado (1) Desvio leve e moderado ou usa dispositivo de auxílio à marcha (2) Caminha em linha recta sem dispositivo de auxílio
6) Tronco:	(0) Oscilação marcada ou usa dispositivo de auxílio à marcha (1) Sem oscilação, mas com flexão de joelhos ou dor lombar ou afasta os braços enquanto anda (2) Sem oscilação, sem flexão, sem uso dos braços ou de dispositivo de auxílio à marcha
7) Base de apoio:	(0) Calcanhares afastados (1) Calcanhares quase se tocando durante a marcha

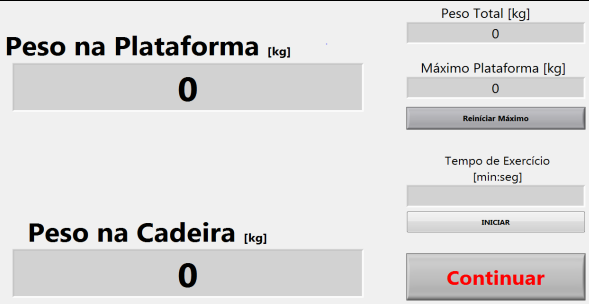
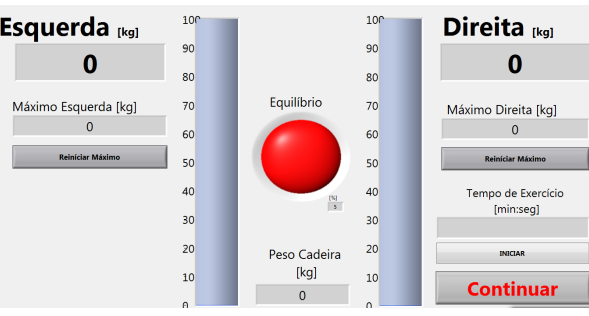

Total \_\_\_\_\_/28

## **ANEXO B- BALANCE TEST**

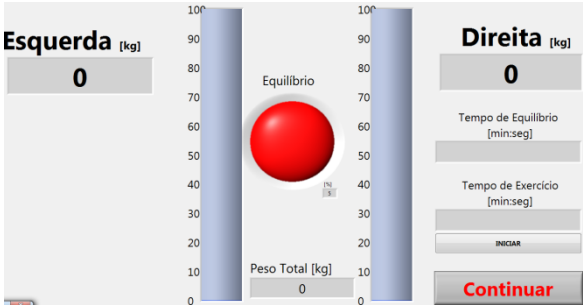
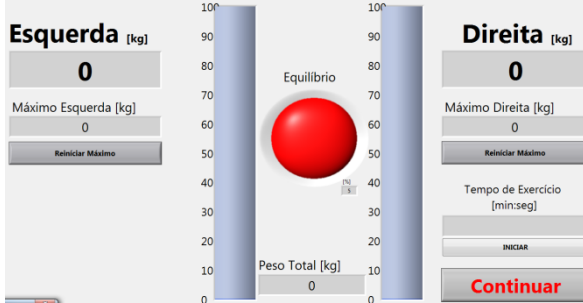
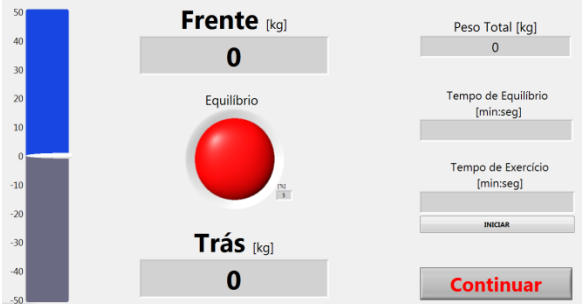
**Tabela 8-** Descrição dos exercícios e dos dados recolhidos

<b>Exercício</b>	<b>Descrição dos Exercícios</b>	<b>Dados Recolhidos</b>
1	Transferência de carga do assento para os pés: Extensão do tronco para a frente e para cima sem levantar as nádegas da cadeira. Imprimir a maior carga possível nos pés nestas condições.	Pico máximo de transferência de carga assento-pés [kg]
2	Extensão máxima do tronco e membros superiores ao lado esquerdo e ao lado direito.	Pico máximo à Esquerda [kg] Pico máximo à Direita [kg]
3	Passar da posição Sentado para a posição de pé dez vezes.	Melhor Tentativa Esquerda [kg] Pior tentativa Esquerda [kg] Melhor Tentativa Direita [kg] Pior Tentativa Direita [kg]
4	Manter o Equilíbrio Sagital o maior tempo possível. Os pés devem estar equidistantes com a largura dos ombros. Os joelhos devem estar ligeiramente flectidos. O paciente deve estar em posição frontal para o ecrã e se possível ao nível dos olhos.	Percentagem de tempo em Equilíbrio (Relação em % do tempo de equilíbrio e do tempo de exercício)
5	Extensão máxima do tronco e membros superiores ao lado esquerdo e ao lado direito, sem levantar os pés da plataforma e sem perder o equilíbrio	Pico máximo à Esquerda [kg] Pico máximo à Direita [kg]
6	Idêntico ao exercício 4	Idêntico ao exercício 4
7	Chegar os pés ligeiramente à frente para que a linha horizontal marcada na plataforma passe sobre os calcanhars. Esta acção é necessária pois o plano de gravidade antero-posterior passa sobre os calcanhars. Deve-se manter o equilíbrio antero-posterior o maior tempo possível. O paciente deve estar em posição frontal para o ecrã e se possível ao nível dos olhos.	Percentagem de tempo em Equilíbrio (Relação em % do tempo de equilíbrio e do tempo de exercício)

**Tabela 9-** Descrição das funcionalidades da interface

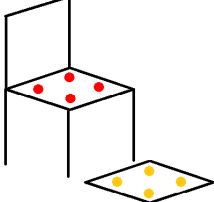
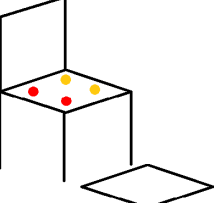
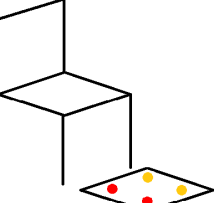
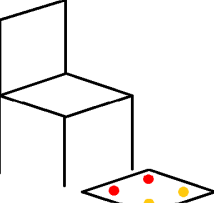
Exercício	Funcionalidades	Interface
1	<p>O indicador “Máximo de Plataforma”<sup>2</sup> indica o máximo de carga imprimida na plataforma ao longo do exercício.</p> <p>O botão “Reiniciar Máximo” elimina o valor antigo de pico máximo atingido.</p> <p>Quando accionado o botão “Continuar” a janela do exercício fecha e prossegue-se para o próximo exercício. O último valor indicado em “Máximo de Plataforma” é gravado.</p>	
2	<p>O indicador “Máximo Esquerda” e “Máximo Direita” indica o máximo de carga imprimida na cadeira ao longo do exercício à esquerda e direita respectivamente.</p> <p>O botão “Reiniciar Máximo” disponível para o lado esquerdo e lado direito elimina o valor antigo de pico máximo atingido respectivamente.</p> <p>Quando accionado o botão “Continuar” a janela do exercício fecha e prossegue-se para o próximo exercício. O último valor indicado em “Máximo de Esquerda” e “Máximo Direita” é gravado.</p>	
3	<p>Durante a passagem da posição sentado para a posição de pé é calculado instantaneamente a diferença entre a carga imprimida no pé esquerdo e no pé direito. O <i>software</i> devolve o maior desses valores no processo sentado-pé em “Maior Diferença entre Esquerda e Direita” continuamente.</p> <p>O botão “Reiniciar Diferença” reinicia o valor “Maior Diferença entre Esquerda e Direita” para as diversas tentativas.</p> <p>Antes da instrução à pessoa para se levantar o examinador deve ter o cuidado de reiniciar este valor e mantê-lo o mais próximo possível de zero (para que o paciente não inicie o exercício já em desequilíbrio). Assim que o paciente atinja a posição de pé deve-se carregar no botão “Gravar” (na zona verde). O valor é registado em “Tentativas”. A tabela é restrita a 10 tentativas.</p> <p>O botão “Reset” elimina o valor da última tentativa. (Exemplos propensos de ocorrer: carregar no botão “Gravar” fora de tempo, desequilíbrio do paciente já na posição de pé).</p> <p>O <i>software</i> calcula automaticamente os melhores e piores casos. Se o valor é positivo significa que o paciente colocou maior carga à esquerda. Se o valor é negativo significa que o paciente colocou maior carga à direita.</p> <p>Ao accionar o botão “Continuar”, os melhores e piores casos à esquerda e à direita são gravados.</p>	

<sup>2</sup> O valor da carga é apresentado em [kg] para melhor entendimento da interface. O correcto seria [N]

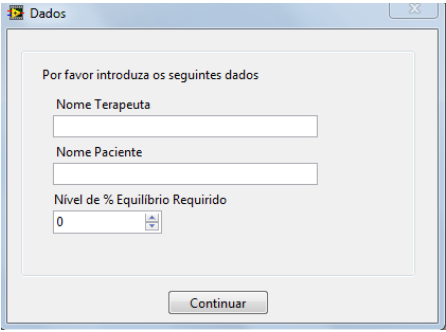
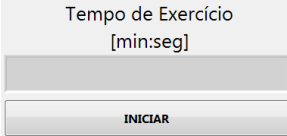
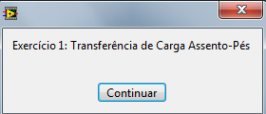
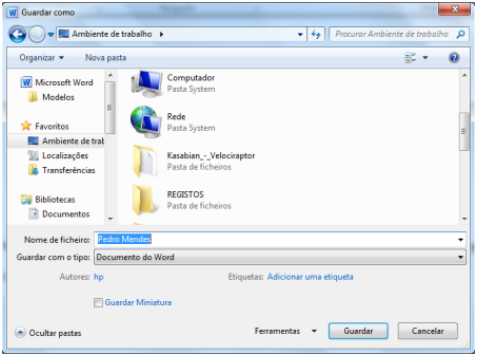
<p>4</p>	<p>O Led “Equilíbrio” indica cor vermelha se houver desequilíbrio. O Led “Equilíbrio” indica cor verde se houver equilíbrio. As barras Esquerda e Direita indicam a carga disposta do lado Esquerdo e Direito respectivamente.</p> <p>Quando o paciente estiver preparado o fisioterapeuta carrega em “Iniciar”. O “Tempo de Exercício” arranca de imediato. O “Tempo de Equilíbrio” inicia e só é contabilizado quando o paciente estiver em equilíbrio.</p> <p>Quando se accionar o botão “Continuar” a janela do exercício fecha e prossegue para o próximo exercício.</p> <p>O Registo de % de Tempo de Equilíbrio é automático.</p>	
<p>5</p>	<p>O indicador “Máximo Esquerda” e “Máximo Direita” indica o máximo de carga imprimida na plataforma ao longo do exercício à esquerda e direita respectivamente.</p> <p>O botão “Reiniciar Máximo” disponível para o lado esquerdo e lado direito elimina o valor antigo de pico máximo atingido respectivamente.</p> <p>Quando se accionar o botão “Continuar” a janela do exercício fecha e prossegue-se para o próximo exercício. O último valor indicado em “Máximo de Esquerda” e “Máximo Direita” é gravado.</p>	
<p>6</p>	<p>Idêntico ao exercício 4</p>	<p>Idêntico ao exercício 4</p>
<p>7</p>	<p>O Led “Equilíbrio” indica cor vermelha se houver desequilíbrio. O Led “Equilíbrio” indica cor verde se houver equilíbrio.</p> <p>O indicador da barra vertical indica a carga aplicada à frente e a atrás.</p> <p>Quando o paciente estiver preparado o fisioterapeuta carrega em “Iniciar”. O “Tempo de Exercício” arranca de imediato. O “Tempo de Equilíbrio” inicia e só é contabilizado quando o paciente estiver em equilíbrio.</p> <p>Quando se accionar o botão “Continuar” a janela do exercício fecha e prossegue para o próximo exercício.</p> <p>O Registo de % de tempo de Equilíbrio é automático.</p>	



**Tabela 10-** Grupo de células de carga activas

Exercício	Grupo de células de carga activas
1	
2	
3,4,5 e 6	
7	

**Tabela 11-** Descrição de outras funcionalidades do Balance Test

Outras funcionalidades	Descrição	Interface
Janela de entrada	<p>O nível de % de equilíbrio requerido é a tolerância permitida referente ao peso do paciente para se admitir que está efectivamente em equilíbrio. Por defeito este valor é de 5 %.</p> <p>O examinador deve avaliar a condição da pessoa e determinar um nível aceitável de equilíbrio para cada paciente. Este valor é registado. De seguida o programa prossegue para os diversos exercícios.</p>	
Contador de tempo	<p>Todos os exercícios têm um contador de tempo com funcionalidade de Iniciar, Pausa e possibilidade de Reinício a qualquer momento do treino. O examinador deve de adequar o tempo de exercício, bem como de repouso a cada paciente.</p>	
Transição de exercícios	<p>Entre os diversos exercícios existe uma transição que pode ser aproveitada para repouso do paciente.</p>	
Gravação de Dados	<p>O programa está concebido para gerar uma base de dados para cada paciente. No final do treino é necessário escolher o destino dos dados recolhidos pelo Balance Test. Surge então uma janela “Guardar Como”.</p>	
Consultar Dados	<p>Para consulta de dados, deve-se procurar na pasta de gravação o ficheiro pretendido, identificado pelo nome do paciente. Pode ser aberto num ficheiro excel ou num ficheiro do tipo bloco de notas. Surge a identificação das categorias e os resultados obtidos em cada uma.</p>	