
FACULDADE DE CIÊNCIAS DA NUTRIÇÃO E ALIMENTAÇÃO
DA UNIVERSIDADE DO PORTO

**DETERMINAÇÃO DA COMPOSIÇÃO
CORPORAL POR BIOIMPEDÂNCIA
ELÉCTRICA: ALGUMAS CONSIDERAÇÕES
EM IDADE PEDIÁTRICA**

Marta Sofia Barbosa Alves

Orientadora: Dra. Isabel Dias
Co-orientadora: Dra. Manuela Almeida

Ano 2004/2005

ÍNDICE

Lista de Abreviaturas.....	1
Resumo.....	3
I – INTRODUÇÃO.....	4
II – DESENVOLVIMENTO.....	5
1.1 História da Bioimpedância.....	5
1.2 Composição corporal.....	5
1.2.1 Modelo dos dois compartimentos.....	6
1.2.2 Modelo dos três compartimentos.....	7
1.2.3 Modelo dos quatro compartimentos.....	8
1.2.4 Modelo Multicompartimental.....	9
1.3 Princípios Gerais da BIA.....	9
1.4 Métodos de análise por Bioimpedância eléctrica.....	12
1.4.1 BIA por monofrequência vs. BIA por múltiplas frequências.....	12
1.4.2 BIA bipolar vs. BIA tetrapolar.....	14
1.4.3 BIA de corpo inteiro vs BIA segmentar.....	15
1.4.4 Soft Tissue Analyzer.....	16
1.5 Medidas de composição corporal derivadas da BIA.....	17
1.5.1 Água Corporal Total.....	17
1.5.2 Massa Livre de Gordura.....	18
1.5.3 Massa Gorda.....	18
1.5.4 Ângulo de Fase.....	19
1.5.5 Massa Celular Corporal.....	20
1.5.6 Análise do Vector da Bioimpedância Eléctrica.....	21
1.6 Aplicabilidade da BIA.....	22
1.6.1 Equações Preditivas.....	23
1.6.2 Condições Padrão.....	24
1.6.3 Aplicabilidade a grupos populacionais específicos.....	25
2 Determinação da Composição Corporal por Bioimpedância em Idade Pediátrica.....	27
2.1 Composição corporal desde a infância até à adolescência.....	28
2.2 Métodos de avaliação da composição corporal em Idade Pediátrica – Estudos comparativos.....	29
2.2.1 Índice de Massa Corporal.....	29
2.3 Aplicabilidade da Análise por Bioimpedância Eléctrica em Idade Pediátrica.....	31
2.3.1 Dificuldades na aplicação da Análise por Bioimpedância Eléctrica em Idade Pediátrica.....	31
2.3.2 Equações: Influências na Análise por Bioimpedância Eléctrica.....	33
2.3.3 Como interpretar os resultados de R e Xc obtidos por BIA sem recorrer a equações?.....	34
2.3.4 Algumas considerações.....	35
III – ANÁLISE CRÍTICA E CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	37
Referências Bibliográficas.....	i
Anexos.....	xiii

Lista de abreviaturas

A – Área

AAN – Análise por Activação Neutrónica

ACT – Água Corporal Total

AEC – Água Extracelular

AIC – Água intracelular

AF – Ângulo de Fase

Alt – Altura

AXDE – Absorciometria de Raio-X de Dupla Energia

BIA – “*Bioelectrical Impedance Analysis*” (Análise por Bioimpedância Eléctrica)

BIS – “*Bioelectrical Impedance Spectroscopy*” (Bioimpedância Eléctrica por Espectroscopia)

BIVA – “*Bioelectrical Impedance Vector Analysis*” (Análise do Vector da Bioimpedância Eléctrica)

C – Comprimento

CC – Composição Corporal

CTPC – Contagem Total do Potássio Corporal

DC – Densidade Corporal

fc – Frequência Característica

HDT – Hidrodensitometria

IDI – Índice de Impedância

IC – Impedância Corporal

IMC – Índice de Massa Corpral

IMLG – Índice de Massa Livre de Gordura



MCC – Massa Celular Corporal

MG – Massa Gorda

ML-BIA - Análise por Bioimpedância Eléctrica a Múltiplas Frequências

MLG – Massa Livre de Gordura

MN-BIA – Análise por Bioimpedância Eléctrica a Monofrequência

MMO – Massa Mineral Óssea

MPC – Massa Proteica Corporal

P – Peso Corporal

PC – Pregas Cutâneas

PCT – Potássio Corporal Total

PDA – Plestimografia por Deslocamento de Ar

R – Resistência

RE – Resistência Extracelular

RI – Resistência Intracelular

SRLG – Sólidos Residuais Livres de Gordura

STA – “*Soft Tissue Analyzer*”

TMB – Taxa de Metabolismo Basal

Xc – Reactância

Z – Impedância

Resumo

O presente estudo resulta da necessidade de conhecer, com profundidade, a aplicabilidade de uma técnica que, embora comumente utilizada na prática clínica, suscita grande controvérsia no que concerne ao seu fundamento. De facto, a Bioimpedância Eléctrica é, por si só, ambígua: Por um lado, a base conceptual onde assenta é bastante estática; por outro, dela parecem advir grandes vantagens ao nível de aplicação prática, tais como o baixo custo que acarreta, a facilidade da sua aplicação, e o facto de constituir um método não invasivo.

Tendo em conta esta ambiguidade, revela-se pertinente desvendar os aspectos inerentes à técnica e às suas metodologias e, dentro deste universo, encontrar aquela que mais se aplica a um determinado contexto. O campo da pediatria suscitou especial interesse, dado tratar-se de uma faixa etária muito inconstante ao nível das transformações corporais e, por consequência, dificultar a análise por Bioimpedância Eléctrica.



I – INTRODUÇÃO

O estudo da Composição Corporal (CC) é cada vez mais uma área determinante das ciências básicas e da investigação clínica. Baseia-se na quantificação in vivo dos componentes do corpo, nas relações quantitativas entre esses componentes, e nas alterações quantitativas destes componentes devidas a vários factores influenciadores ⁽¹⁾. Este estudo surgiu da necessidade de fraccionar o peso corporal nos seus diferentes componentes, procurando assim analisar e interpretar as modificações ocorridas durante o crescimento e desenvolvimento, envelhecimento, actividade física, ingestões alimentares e doença.

A Análise por Bioimpedância Eléctrica (BIA) é um método de avaliação da CC relativamente simples, barato, rápido e não invasivo, suscitando por isso grande interesse ⁽²⁾. Apesar de em adultos a BIA ser um desafio, em idade pediátrica, constitui um desafio ainda maior.

Este trabalho foi realizado com o intuito de obter uma fundamentação teórica para uma posterior aplicação prática da BIA.

Assim sendo, este trabalho divide-se em 2 partes:

1. Abordagem geral à BIA;
2. Aplicabilidade da BIA em idade pediátrica;

II – DESENVOLVIMENTO

1 DETERMINAÇÃO DA COMPOSIÇÃO CORPORAL POR BIOIMPEDÂNCIA



1.1 HISTÓRIA DA BIOIMPEDÂNCIA

O estudo das propriedades eléctricas dos sistemas biológicos remonta ao século XVIII, altura em que Galvani descobriu que os impulsos eléctricos estimulavam a contracção muscular *in vivo* ⁽³⁾.

Durante o século seguinte, a electricidade passou a ser vista como um potencial agente terapêutico. Contudo, só mais tarde é que foi sugerido que a bioimpedância corporal poderia servir como instrumento de diagnóstico ⁽²⁰⁾. Thomasset conduziu os estudos pioneiros usando a BIA, recorrendo a duas agulhas inseridas subcutaneamente. Foi o primeiro a demonstrar que a água corporal total (ACT) poderia ser estimada a partir da impedância corporal total, usando uma corrente eléctrica alternada a uma frequência fixa ^(4,5). Posteriormente, Hoffer e Nyboer introduziram também a técnica dos quatro eléctrodos aplicados na superfície cutânea ⁽⁵⁾.

1.2 COMPOSIÇÃO CORPORAL

Antes de aprofundarmos a BIA propriamente dita, será pertinente compreender e conhecer o objecto da sua avaliação, ou seja, a CC.

A análise de biópsias de tecidos fez, desde sempre, parte integrante das práticas médicas, assim como contribuiu de forma significativa para o actual conhecimento da fisiologia e metabolismo do corpo humano. Contudo, a remoção de um pequeno pedaço de tecido, seja ele osso, músculo, pele, gordura ou tecido visceral, é um método invasivo e nem sempre isento de risco para os indivíduos em estudo, para além do que, extrapolar o resultado de uma pequena amostra de tecido para um órgão completo, ou mesmo para todo o corpo humano, pode ser uma fonte de erro significativa na estimativa da CC.

A análise de cadáveres, que representa um método directo de análise da CC, permitiu determinar que a composição química dos vários tecidos do corpo é relativamente constante entre indivíduos, não sendo, porém, constante desde o nascimento. Estes estudos têm servido como base de referência para o desenvolvimento de vários modelos de CC⁽⁶⁾

1.2.1 Modelo dos dois compartimentos

Neste modelo, o corpo é dividido em duas partes: massa gorda (MG) e massa livre de gordura (MLG) (Anexo 1), sendo a MG definida indirectamente como a diferença entre o peso corporal (P) e a MLG. Este modelo parte do princípio que a MLG tem uma hidratação constante de 73%.

A aplicação deste modelo tem-se intensificado nestes últimos anos devido à relação entre excesso de gordura corporal e risco aumentado de algumas doenças, nomeadamente as cardiovasculares.⁽⁶⁾

Os métodos mais usados no modelo dos dois compartimentos são:

- hidrodensitometria (HDT),
- diluição isotópica para avaliação da ACT^(6,7).

A HDT data do início do século XX. Stern, em 1901, e mais tarde Spivak, em 1915, tentaram quantificar ineficazmente a corpulência através da pesagem subaquática ⁽⁷⁾. Esta técnica foi aperfeiçoada por Benke, em 1942, com o objectivo de determinar a densidade corporal ⁽⁷⁾.

Nos métodos de diluição, o conteúdo em água ou em potássio da MLG é medido através de tecnologias mais sofisticadas, sendo as suas concentrações relativas tidas como constantes para todas as idades ⁽⁶⁾.

Há dez anos foi sugerido um novo método, denominado Plestimografia por Deslocamento de Ar (PDA) ⁽⁸⁾. Nesta abordagem, o volume do corpo humano é determinado indirectamente pela medição do volume de ar deslocado dentro de uma câmara fechada ⁽⁶⁾ (Anexo 2).

As limitações deste modelo são inerentes à hidratação constante da MLG; esta é considerada a maior fonte de variabilidade e, conseqüentemente, de erro ⁽⁷⁾. Apesar deste facto, este modelo continua a ser frequentemente usado.

1.2.2 Modelo dos três compartimentos

Este modelo assume que a MLG é dividida em duas partes: o seu conteúdo em água, e os restantes sólidos (assumindo-se uma razão proteínas/minerais constante). Deste modo, passam a ser considerados três compartimentos (e não apenas dois), denominados por MG, ACT e os sólidos residuais livres de gordura (SRLG) ^(6,7).

Esta nova aceção trouxe algumas vantagens, nomeadamente na determinação da CC em adultos e crianças saudáveis. Wang demonstrou que o modelo produzia estimativas de %MG de aceitável exactidão ⁽⁹⁾.

No entanto, uma das fragilidades deste modelo consiste na pouca fidedignidade das avaliações em pacientes, cuja razão proteínas/minerais se encontra alternada. São disto exemplo os valores atribuídos à densidade do compartimento dos SRLG em pacientes com depleção da massa proteica corporal (MPC) ou da massa mineral óssea (MMO)⁽⁶⁾.

Além disso, o modelo dos três compartimentos só é utilizado a nível laboratorial, já que implica instalações muito especializadas e complexas⁽⁹⁾.

1.2.3 Modelo dos quatro compartimentos

O modelo dos quatro compartimentos surgiu da necessidade de colmatar as falhas do modelo anteriormente referido, principalmente no que concerne à procura da determinação exacta dos compartimentos proteico e mineral.

Neste âmbito, foram encontradas e aplicadas novas técnicas, tais como a Absorciometria de Raio-X de Dupla Energia (AXDE) e a Análise por Activação Neutrónica (AAN)⁽⁶⁾.

Embora tenha havido, de facto, um avanço, a aplicação prática deste modelo permanece de alguma forma discutível. O tempo e o custo da determinação da MMO podem não se justificar, uma vez que os resultados obtidos na determinação da CC pouco acrescentam ao modelo dos três compartimentos^(6,7).

Não obstante, o modelo dos quatro compartimentos é tido como um método de referência⁽⁸⁾.

1.2.4 Modelo Multicompartimental

Wang (em 1992) propôs o Modelo dos Cinco Níveis de Composição Corporal que caracteriza o corpo humano em cinco níveis de complexidade crescente: o nível atómico, o nível molecular, o nível celular, o nível funcional e o nível de corpo inteiro (Anexo 1) ^(1,6,10). Em cada um deles, a soma de todos os seus componentes é equivalente ao P ⁽¹⁰⁾.

Uma característica proeminente, neste modelo, é a assunção de que em períodos de equilíbrio do P existem relações estáveis entre os componentes de cada nível ^(10,1).



1.3 PRINCÍPIOS GERAIS DA BIA

O uso da BIA para estimar a CC baseia-se nas diferentes propriedades resistentes e condutoras dos tecidos corporais, a várias frequências ^(4, 11). Tecidos livres de gordura são bons condutores da corrente uma vez que são ricos em água e electrólitos, enquanto que a MG é má condutora ^(4,11,12). Os aparelhos de BIA aplicam uma corrente eléctrica no corpo humano e medem a sua impedância (Z) ⁽¹¹⁾. A Z é a oposição de um condutor à passagem de uma corrente eléctrica alternada, e resulta da combinação de dois componentes: a resistência (R) e a reactância (Xc). A R é a oposição pura de um condutor à passagem de uma corrente; a Xc representa uma oposição adicional promovida pela capacitância (a capacidade nomeadamente das membranas celulares de armazenar a corrente por um breve período de tempo). A Z é definida pela seguinte fórmula ⁽⁴⁾:

$$Z = \sqrt{R^2 + Xc^2}$$

O atraso da corrente aplicada no sujeito em relação à corrente detectada cria uma diferença de fase que é representada geometricamente pelo Ângulo de Fase (AF) ^(3,4); este último pode variar entre os 0 e os 90° ^(4,6).

A base de toda esta metodologia assenta no princípio de que a resistência de um material condutor, de área uniforme, é proporcional ao seu comprimento (C) e inversamente proporcional à sua área (A) ^(4,5, 6, 11), ou seja:

$$Z = \rho C / A$$

Onde:

Z – Impedância (ohm)
C – Comprimento (cm)
A – Área (cm²)
 ρ – Resistência específica (ohm/cm)

Partindo do princípio que em sistemas biológicos a condução eléctrica se encontra relacionada com a água e os electrólitos de um condutor, e que o volume de fluidos biológicos está inversamente relacionado com a Z, poder-se-á derivar a fórmula supracitada e chegar à seguinte relação ⁽¹³⁾:

$$V = \rho C^2 / R$$

V – volume
R – resistência (ohm)

Na aplicação desta fórmula em humanos assume-se que o C do condutor é equivalente à altura (Alt) do indivíduo. Surgirá então a seguinte equação ⁽⁵⁾:

$$V = Alt^2 / R$$

Alt - altura

Vários modelos de circuitos eléctricos têm sido usados com o objectivo de descrever as propriedades da condução eléctrica e da capacitância em tecidos ^(4,5,6). O circuito mais simples e mais vulgarmente aceite é aquele em que a R dos

fluidos extracelulares se encontra paralelo ao segundo ramo do circuito, consistindo este na X_c e na R dos fluidos intracelulares, arranjados em série ^(4,5,6) (Anexo 3).

As relações entre Z , R e X_c são complexas. Se atentarmos ao processo que lhes é inerente, constatamos:

- A baixas frequências a corrente não atravessa as membranas celulares. Consequentemente, a Z medida é puramente resistente e representa somente o compartimento extracelular.

- Se a frequência for, por sua vez, mais pronunciada, a corrente conseguirá finalmente penetrar as membranas celulares, aumentando também a X_c e o AF .

- Se as frequências forem muito altas (ou infinitas) a Z será, uma vez mais, apenas resistente. Este fenómeno resulta do facto das membranas celulares terem perdido a capacidade de condensar a corrente eléctrica. Deste modo, a resistência medida reflecte-se na combinação das resistências extra (R_E) e intracelulares (R_I) ^(3,4,5).

Pelo exposto, assume-se que a uma frequência 0, o valor da R representa os fluidos extracelulares e, a uma frequência infinita, o valor da R representa a ACT (embora as frequências 0 ou infinitas não sejam tecnicamente possíveis) ⁽⁵⁾. Os valores obtidos da R e X_c são então aplicados em equações que permitem determinar a ACT , a MG e a MLG .

1.4 MÉTODOS DE ANÁLISE POR BIOIMPEDÂNCIA ELÉCTRICA

Dentro da BIA existem várias abordagens possíveis, nomeadamente no que respeita ao tipo de corrente que é aplicada, à forma como essa corrente é aplicada e ao caminho que ela vai percorrer no corpo humano. Vejamos com mais cuidado cada uma delas:

1.4.1 BIA por monofrequência vs. BIA por múltiplas frequências

A BIA por monofrequência (MN-BIA) é normalmente realizada a 50 kHz. Trata-se da frequência característica (f_c); nela, a X_c dos tecidos é máxima (a frequências mais elevadas, as membranas celulares perdem o seu efeito de capacitância, fazendo com que os valores da X_c diminuam) ⁽⁴⁾.

A 50kHz a BIA permite estimar ACT e, a partir deste valor, calcular MLG^(5,14). No entanto, não consegue determinar diferenças entre água intracelular (AIC) e água extracelular (AEC) ⁽⁵⁾.

O uso de BIA por multifrequência (ML-BIA) baseia-se no princípio de que análises da CC, usando frequências específicas, originam resultados mais precisos em algumas variáveis biológicas, tais como a AEC, a ACT ou MLG. Esta hipótese é sustentada por experiências realizadas em suspensões de células. Verificou-se que a baixas frequências a corrente movimenta-se em torno das células, enquanto que a frequências elevadas a corrente penetra as células ⁽³⁾. Thomasset propôs, deste modo, que a AEC deveria ser estimada a baixas frequências (5kHz), enquanto que a ACT deveria ser estimada a frequências elevadas (1MHz) ⁽³⁾. A MF-BIA usa diferentes frequências para determinar MLG,

ACT, AIC e AEC (0, 1, 5, 50, 100, 200 até 500kHz). Actualmente, constatou-se que abaixo de 5kHz e acima de 200kHz os resultados são pouco reproduzíveis ⁽⁵⁾.

Na determinação de %MG, quando comparada com a AXDE, a MF-BIA tende a sobrestimar a %MG em indivíduos magros e a subestimar %MG em indivíduos obesos ⁽¹⁵⁾.

Estudos recentes verificaram também que a MN-BIA é mais apropriada para determinar ACT, e que a ML-BIA é mais indicada para determinar AEC ⁽⁵⁾. Não obstante, persiste a dúvida se a 50kHz a corrente é conduzida completamente através do AIC ^(4,16). O que realmente se tem verificado é que, quando comparada com métodos de referência, a MN-BIA tem obtido bons resultados de ACT nos casos em que o estado de hidratação dos indivíduos se encontra normal ⁽¹⁷⁾. Em casos de alterações na hidratação, a MN-BIA não é válida ^(5,18).

1.4.1.1 *Bioimpedância eléctrica por espectroscopia*

A primeira validação da BIS na determinação de AEC, AIC e ACT data de 1992 ⁽¹⁹⁾. A BIS discrimina a AEC e a ACT, usando um espectro de frequências que se encontra normalmente compreendido entre os 5 e os 500 kHz. Esta baseia-se em equações mistas e modelos matemáticos ⁽²⁰⁾, e não em equações de regressão como a MF-BIA ⁽⁵⁾. A BIS é suportada pela teoria que afirma que a baixas frequências a corrente é conduzida através da AEC, enquanto que a frequências elevadas é conduzida através da ACT ^(5,20). Quando a R e a Xc do tecido muscular esquelético são medidas a várias frequências (desde as mais baixas até às mais elevadas), obtêm-se uma série de valores que podem ser

¹ Disto são exemplo a equação de Hanai e o modelo de Cole-Cole ⁽⁵⁾

representados graficamente – a representação gráfica da Z. Esta representação resulta das características eléctricas e estruturais dos tecidos. O modelo mais usado para descrever estes valores é o modelo de Cole-Cole (Anexo 4). Para determinar com exactidão o volume de ACT, alguns efeitos mistos devem ser considerados. Bons exemplos deste tipo de efeitos são aqueles que provocam alterações na resistência específica de um condutor, como por exemplo as alterações no hematócrito, ou o facto de o plasma ser 4 a 6 vezes mais condutor do que o tecido muscular esquelético a 1 kHz ⁽¹⁹⁾.

A BIS produz melhores resultados de AEC e AIC que a MN-BIA e, conseqüentemente, melhores resultados de ACT. A determinação de ACT pela MN-BIA a 50kHz só é conseguida devido à elevada correlação entre AEC e AIC. Constitui problema o facto da proporção entre AEC e AIC no corpo humano não ser fixa. A BIS ultrapassa este obstáculo determinando R a uma frequência 0 e a frequências infinitas através de modelos matemáticos ⁽¹⁶⁾.

1.4.2 BIA bipolar vs. BIA tetrapolar

Na convencional abordagem tetrapolar mão/pé da BIA, a corrente eléctrica passa através de todo o corpo do indivíduo. Nesta situação, dois eléctrodos (um emissor e outro receptor da corrente) são colocados na superfície da mão do indivíduo e outros dois no pé do mesmo. Na abordagem bipolar, são usadas duas placas metálicas de contacto que medem a impedância da parte inferior do corpo (quando os eléctrodos estão em contacto com os pés do indivíduo – como uma espécie de balança) ou a parte superior do corpo (quando os eléctrodos estão em contacto com as mãos do indivíduo), fazendo depois uma estimativa da composição de todo o corpo ⁽²¹⁾. Os resultados de estudos realizados são

controversos e, embora alguns confirmem a sua validade, mesmo na detecção de alterações pouco pronunciadas da CC decorrentes da perda de peso moderada (comparando com um método de referência) ^(22,23), outros estudos relatam grandes diferenças intraindividuais nas estimativas de MG entre as técnicas bipolar e tetrapolar – diferenças estas que podem estar relacionadas com a diferente distribuição da MG, característica dos sexos feminino e masculino. Comparando as duas técnicas bipolares pé/pé e mão/mão verifica-se que os resultados da primeira se aproximam mais dos resultados obtidos pela técnica tetrapolar ⁽²¹⁾.



1.4.3 BIA de corpo inteiro vs BIA segmentar

A teoria que o corpo humano é um condutor cilíndrico isotrópico com comprimento e área uniformes tem levantado muitas questões ⁽²⁴⁾. Na realidade, está descrito que a maioria da impedância corporal (IC) avaliada corresponde a uma pequena fracção do volume corporal total (os membros), enquanto que o tronco, que corresponde a mais de 50% do P, contribui com apenas 10% para a IC total. Isto pode ser compreendido se atentarmos ao facto do tronco ser relativamente curto, de diâmetro largo, e a Z ser proporcional ao comprimento e inversamente proporcional ao diâmetro ⁽²⁵⁾. Para ultrapassar estas limitações Patterson, em 1989, propõe o modelo dos cinco segmentos corporais ⁽²⁶⁾. Esta metodologia segmentar da BIA assenta então no princípio que o corpo humano é composto por 5 condutores cilíndricos, de composição homogénea: 2 pernas, 2 braços e o tronco ^(26,27). A Z total, neste método, é dada pela soma da Z dos vários segmentos ⁽²⁷⁾. Ao contrário da BIA corporal total que está bem standardizada, o protocolo da BIA segmentar difere bastante entre os estudos,

principalmente no que se refere à localização anatómica dos eléctrodos ⁽²⁷⁾. Os eléctrodos podem ser colocados no pulso, ombro, crista supra ilíaca e tornozelo; podem ser dispostos na porção proximal do antebraço, ombro e anca; ou, ainda, um em cada mão juntamente com dois eléctrodos em cada pé, dependendo do estudo em questão ⁽⁵⁾. Neste âmbito, salienta-se que a localização anatómica dos eléctrodos emissores da corrente é de extrema importância, uma vez que determinam o percurso desta ao longo dos segmentos ⁽²⁷⁾.

A BIA segmentar poderá ser útil, em algumas situações (ascite, insuficiência renal, pós-cirurgia), na determinação da distribuição de fluidos ⁽⁵⁾.

1.4.4 Soft Tissue Analyzer

Todos os aparelhos e metodologias que até aqui foram referidos requerem a medição da Alt. Em indivíduos doentes, acamados, pode tornar-se difícil, ou até mesmo impossível, medir rigorosamente a sua Alt ou P. Nestes casos, e para se estimar a altura, é usual recorrer-se à medida joelho-chão que poderá, contudo, incorrer num erro de $\pm 2.3\text{cm}$ ⁽²⁸⁾.

Recentemente, surgiu um novo aparelho medidor da IC: o Soft Tissue Analyzer (STA; Akern Sri, Florença, Itália). O STA é um aparelho de BIA tetrapolar que opera a 50 kHz ⁽²⁹⁾. Mede a R e a Xc e, partindo destes valores, independentemente do P ou da Alt, determina massa celular corporal (MCC) e a AEC, sendo esta última uma percentagem da ACT ^(28,29). Embora esta técnica ofereça realmente algumas vantagens, quando comparada com um método de referência tal como o é a Contagem Total de Potássio Corporal (CTPC), este aparelho sobrestima a MCC ^(28,30). Comparando o STA com um aparelho normal

são respeitadas ⁽³²⁾. No entanto, quando o estado de hidratação e as concentrações de electrólitos se encontram alterados, a BIA, quer seja por mono ou por múltiplas frequências, não é suficientemente exacta ^(5,32).

1.5.2 Massa Livre de Gordura

A MLG corresponde a tudo o que não é gordura corporal ⁽⁵⁾. A determinação da MLG e da MG tem tido cada vez mais relevância, já que um aumento da MG e uma diminuição da MLG estão muitas vezes associados a algumas doenças crónicas, tais como as doenças cardiovasculares e insuficiência respiratória respectivamente ⁽³³⁾.

Recentemente, Kyle avaliou a importância do Índice de Massa Livre de Gordura (IMLG) na interpretação da CC. Este IMLG $[MLG(kg)/Alt^2(m)]$ é potencialmente útil, já que elimina as diferenças de MLG relacionadas com a Alt. Este parâmetro independente da Alt permite interpretar o estado nutricional do indivíduo, comparar resultados entre estudos, e futuramente, desenvolver tabelas de percentis de CC ⁽³⁵⁾.

1.5.3 Massa Gordura

A MG é calculada pela diferença entre o P e a MLG estimada ⁽³⁵⁾. Assim, caso existam erros na determinação de MLG, e por muito insignificantes que estes possam parecer, originarão também discrepâncias na estimativa de MG.

Os estudos divergem significativamente, no que concerne à determinação da MG, a partir da BIA ⁽¹⁵⁾. Vejamos:

Uns, mostram que a %MG é sobrestimada pela BIA; outros, sugerem que a %MG é subestimada. Alguns estudos sustentam que os resultados de BIA são concordantes com os de AXDE; outros, mostram ainda diferenças significativas entre os resultados ⁽¹⁵⁾. Um estudo em particular, publicado em 2005, e que teve como população alvo 591 indivíduos com uma ampla variedade de %MG, sugere que a BIA, quando os sujeitos em estudo são relativamente magros, tende a sobrestimar a %MG. Por outro lado, nas situações em que os sujeitos têm excesso de peso ou são obesos, há uma clara subestimação da %MG ⁽¹⁵⁾.

1.5.4 Ângulo de Fase

O AF obtém-se da relação directa entre a R e a Xc.

$$AF = \text{arco-tangente } Xc/R \times 180^\circ/\pi$$

O seu significado biológico ainda não está completamente esclarecido; tem sido interpretado como um indicador da integridade das membranas celulares e distribuição de água entre o espaço intra e extracelular ^(36,37). Alguns estudos sugerem que quanto maior for o AF, mais fortes serão as membranas, e melhor será o funcionamento celular ⁽³⁷⁾.

O AF também tem sido usado para determinar a MCC. A variação dos valores do AF entre indivíduos, a uma determinada frequência, pode ter origem em diferenças na capacitância dos tecidos associadas a variabilidades no tamanho celular, permeabilidade das membranas, composição intracelular ou distribuição dos fluidos ⁽³⁸⁾. O AF aumenta com o aumento do Índice de Massa Corporal (IMC) e diminui com a idade ⁽³⁶⁾. A padronização dos valores de AF para a altura e idade tornam-se assim pertinentes, uma vez que facilitam a comparação entre indivíduos saudáveis e doentes, e permitem também a



detecção precoce de situações de risco ⁽³⁶⁾. Existe uma associação entre o AF e o prognóstico em pacientes com HIV ^(37,39), com cancro do pulmão e em programa regular de hemodiálise ^(5,36).

1.5.5 Massa Celular Corporal

A MCC é o compartimento do corpo humano mais activo metabolicamente. Inclui os tecidos mais susceptíveis à actividade física, nutrição ou doença. A diminuição da MCC relaciona-se com a doença, morbilidade e mortalidade e, como tal, uma determinação rigorosa da MCC assume relevância clínica. A quantificação da MCC é considerada difícil. Os métodos mais comuns são a CTPC, técnicas de diluição e, mais recentemente, a BIA ⁽⁴⁰⁾. A CTPC é considerada o método de eleição para determinação de MCC ^(40,41). Este método permite a quantificação da concentração do isótopo radioactivo ⁴⁰K e, assumindo que este isótopo corresponde a 0,012% do potássio natural, permite calcular o valor de potássio corporal total (PCT). Como o potássio se encontra maioritariamente no espaço intracelular (cerca de 95%), a medição de PCT traduz um índice de MCC. Contudo, este método é limitado para estudos epidemiológicos, uma vez que o acesso aos equipamentos é restrito, caro, e requer equipas especializadas ^(30,40,41).

A BIA, já acima referida, suscita grande interesse nesta área. A partir da R e Xc medidas, determina a MCC, usando equações baseadas em modelos específicos ⁽⁴⁰⁾. Estas geralmente incluem o IDI e/ou a Xc, existindo autores que também incluem o AF. A validade das equações para estimar MCC tem sido contudo questionada, principalmente em situações de doença com perda de MCC. Em doentes com alterações da geometria corporal ou do estado de

hidratação, a aplicação de equações padrão não é apropriada para determinar correctamente MCC, constituindo os dados obtidos por BIA segmentar uma mais valia ⁽⁴²⁾.

1.5.6 Análise do Vector da Bioimpedância Eléctrica

Desenvolvida por Piccoli, a Análise do Vector da Bioimpedância Eléctrica (BIVA) constitui uma nova abordagem. Esta acepção permite interpretar a R e a Xc obtidas por BIA, sem ser necessário recorrer a equações preditivas. A R e a Xc representam-se graficamente como um vector bivariado, juntamente com os intervalos de confiança. Estes são calculados e representados graficamente por elipses de tolerância de 95%, 75% e 50%; as elipses representam intervalos, dentro dos quais um vector de um indivíduo se situa com uma probabilidade de 95%, 75% e 50% respectivamente. (Anexo 5) ^(43,44,45,46). A BIVA não requer nenhuma assunção relativa aos componentes e modelos corporais, ou seja, não parte da suposição que o corpo humano é um condutor cilíndrico, isotrópico, com resistência e área constantes. Fornece informação qualitativa acerca da hidratação dos tecidos. O vector é standardizado para a Alt dos indivíduos, permitindo controlar o efeito que esta possa ter nos valores obtidos por BIA. Assim, a interpretação da BIVA apenas pode ser influenciado por erros na obtenção das medições e, também, pela intervariabilidade dos indivíduos ⁽⁷⁸⁾. Foi estabelecido um padrão simples de BIVA:

- A hidratação é representada pelos vectores dentro da elipse de tolerância de 75% ⁽⁴⁵⁾;

- A desidratação é representada pelo aumento do comprimento dos vectores ⁽⁴⁵⁾;

- A sobrecarga hídrica é representada pela redução do comprimento e do declive dos vectores fora das elipses de tolerância, quer seja em indivíduos magros, quer seja em indivíduos obesos ⁽⁴⁵⁾;

- Vectores que se situam acima ou abaixo do eixo maior das elipses de tolerância indicam mais ou menos MCC, respectivamente ⁽⁴⁷⁾.

A comparação do vector de um indivíduo com o vector de referência permite discriminar os valores de Z que se enquadram em intervalos normais; só então podem ser convertidos em valores de ACT ou MG. Do mesmo modo, os valores que se encontram fora dos intervalos normais não devem ser convertidos em valores de ACT ou MG ⁽⁴³⁾.

Vários estudos descrevem que a BIVA é clinicamente útil na monitorização de adultos em programa regular de diálise ⁽⁴⁵⁾, na diferenciação entre indivíduos obesos e com edema ⁽⁷⁸⁾, de doentes críticos ⁽⁴³⁾ e, também, em crianças ^(43,44,45,48).

1.6 APLICABILIDADE DA BIA

Tecnicamente, a BIA é aplicável a todos os indivíduos, independentemente da idade, sexo, etnia ou estado de saúde. Contudo, devem ser considerados todos aspectos que dizem respeito à escolha de equações preditivas e à padronização do método

1.6.1 Equações Preditivas

O uso de equações preditivas generalizadas, entre diferentes idades e grupos étnicos, é o principal factor limitante da BIA ⁽⁴⁾. Escolher uma equação devidamente adaptada à população em estudo é um ponto determinante em qualquer protocolo de BIA ⁽⁵⁾. A maior parte das equações usadas para determinar a ACT foram desenvolvidas com base em indivíduos saudáveis ⁽⁴⁾. Aspectos relacionados com a hidratação, fracção de MG, condutividade dos tecidos e forma corporal são bastante variáveis quer intra, quer interindividualmente. Assim, é fácil compreender por que razão a aplicação destas equações deve ser tão rigorosa. Uma equação validada numa determinada população, com determinadas características, pode não estar adaptada às de uma outra população ⁽⁵⁾. Aliás, o uso de diferentes equações de BIA no mesmo sujeito quando este envelhece[∇] ou se torna obeso, introduz erros no estudo e levanta a questão se as diferenças detectadas na CC se devem à equação ou realmente a alterações de CC ⁽⁴⁹⁾.

Um outro factor de relevância, no momento em que se escolhe uma equação, é a pertinência das mesmas serem validadas na população em estudo. Para este fim, deve ser utilizado um método de referência, tal como o modelo multicompartimental, densitometria, AXDE, diluição de isótopos ou a CTPC. É contudo necessário ter sempre presente que estes métodos também têm as suas limitações. ^(5,49)

[∇] A inclusão da idade nas equações de regressão como variável independente pode ser indispensável para um resultado válido, variável esta que é frequentemente menosprezada ⁽¹⁰⁴⁾.

1.6.2 Condições Padrão

Para além das equações preditivas escolhidas, as condições padrão em que devem ocorrer as análises são também importantes, uma vez que influenciam significativamente a R ⁽⁵⁰⁾.

No quadro 1 (Anexo 6) estão resumidas as condições padrão, segundo as quais devem decorrer a BIA ⁽⁵¹⁾.

Um desvio às condições padrão pode provocar variações nas medidas obtidas por BIA:

- Deurenberg et al, verificaram que os valores da R diferiam em dois grupos de sujeitos analisados sob as mesmas condições, mas com dois aparelhos de BIA diferentes ⁽⁵⁰⁾;
- Quanto maior a separação dos braços ao tronco, mais elevados são os valores da R. Uma abdução do braço, no qual os eléctrodos estão colocados, de 30° para 90° pode resultar num aumento da R ⁽⁵⁰⁾;
- Se os dois eléctrodos, o emissor e o receptor, estiverem colocados a uma distância inferior a 5cm, pode ocorrer polarização, levando conseqüentemente a um aumento da R ⁽⁵⁰⁾;
- Os valores da R são sistematicamente mais baixos quando medidos no lado direito do corpo, ou quando comparados com o lado esquerdo do mesmo ⁽⁵⁰⁾;
- Realizar as medições 2-4h após as refeições diminui os valores da R ^(50, 52);
- Desidratação devida a perda de água durante o exercício físico diminui a R medida ⁽⁵⁰⁾;

- Realizar a BIA em ambientes com temperatura amena (35°C), comparando com ambientes frios (14°C), diminui os valores da R ⁽⁵⁰⁾;
- Um aumento da temperatura da pele pode provocar uma diminuição dos valores da R e da Xc ⁽⁵³⁾;
- Um aumento da hidratação da pele pode provocar uma diminuição da Z ⁽⁵³⁾;
- Realizar as análises com o indivíduo deitado ou de pé não provoca, aparentemente, alterações nos valores de %MG estimados por BIA ⁽⁵⁴⁾;



1.6.3 Aplicabilidade a grupos populacionais específicos

As evidentes vantagens da BIA fizeram emergir estudos, cujo objectivo se prendia na validação deste meio de análise da CC, em diversas situações clínicas. Os resultados são controversos, dadas as limitações inerentes ao próprio método, dos métodos de referência usados para validar as determinações, da anormal condução eléctrica através dos tecidos ou, ainda, do anormal estado de hidratação inerente a alguns estados clínicos.

1.6.3.1 Estados de hidratação alterada

Nos casos de edema e ascite, a aplicação de equações padrão não são apropriadas. As diferenças interindividuais de hidratação dos tecidos são demasiado elevadas, o que não permite o desenvolvimento de uma equação generalizada que determine correctamente MCC, MLG ou MG ^(48,57). Contudo, vários estudos apoiam a importância da BIA na monitorização de alterações nos

fluidos corporais em doentes com IRC ⁽⁵⁵⁾, nomeadamente a BIS ⁽⁵⁶⁾ e a técnica segmentar da BIA ⁽⁵⁵⁾.

1.6.3.2 *Composição e forma corporal alteradas*

Em doentes com aumento da massa óssea, aumento da MG, perda de massa muscular, ou alterações na espessura e hidratação da pele (características de algumas situações clínicas como a Acromegalia ou o Síndrome de Cushing), a aplicação de equações padrão não é apropriada. Deste modo, a inclusão de dados obtidos por BIA segmentar nas equações preditivas pode ser vantajosa ⁽⁴²⁾.

1.6.3.3 *Situações clínicas específicas*

Algumas situações clínicas específicas, temporárias ou permanentes, podem provocar alterações na CC de indivíduos, sendo de extrema importância detectá-las de forma precisa. A questão que se coloca é se a BIA pode, ou não, ser útil nestas situações.

- Em doentes com obesidade, a assunção de uma hidratação constante da MLG não é válida. Nestes, a hidratação da MLG é superior a 73%^(9,25). Em indivíduos obesos a maioria das equações preditivas são pouco indicadas para avaliar a CC. A determinação da MLG por BIA segmentar pode ser vantajosa, sendo, contudo, necessária a validação do método nestes doentes ⁽⁵¹⁾.

- Em doentes com Anorexia Nervosa a Taxa de Metabolismo Basal (TMB) encontra-se diminuída devido a uma diminuição dos tecidos metabolicamente activos e, também, devido à adaptação do próprio organismo à baixa ingestão energética. O AF é um forte indicador da TMB nestes doentes ⁽⁵⁷⁾.

- Durante a gravidez, o aumento de peso não se deve somente à deposição de MG, mas também a um aumento da ACT ⁽⁵⁸⁾, aos elementos da

concepção (feto, placenta, membranas, líquido amniótico) e aos tecidos uterino e mamário ⁽⁵⁹⁾. As alterações no peso e na ACT maternos podem atingir os 9.2 a 14.3kg e os 6.3 a 8.5L respectivamente ⁽⁶⁰⁾. Excesso de peso ou obesidade no início da gravidez (factores associados com um aumento do risco de hipertensão e diabetes gestacional) e a quantidade de AEC (relacionada com situações de Pré-eclampsia e Eclampsia) são algumas variáveis de interesse durante este período ⁽⁶⁰⁾.

A MF-BIA é um bom método para monitorizar alterações nos compartimentos dos fluidos corporais (ACT, AEC e AIC) ⁽⁶⁰⁾. A BIS pode subestimar os aumentos de ACT e AEC durante a gravidez, mas estima alterações da AIC com alguma exactidão ⁽⁶¹⁾.



2 DETERMINAÇÃO DA COMPOSIÇÃO CORPORAL POR BIOIMPEDÂNCIA EM IDADE PEDIÁTRICA

A CC de um indivíduo sofre alterações desde o momento em que se nasce, até à idade adulta.

As mudanças inerentes ao desenvolvimento constituem um desafio para os métodos de avaliação da CC.

2.1 COMPOSIÇÃO CORPORAL DESDE A INFÂNCIA ATÉ À ADOLESCÊNCIA

Um recém-nascido tem proporcionalmente menos massa muscular do que um adulto. Em termos percentuais podemos afirmar que um recém-nascido possui cerca de 25% do P em massa muscular, enquanto que um adulto detém já 40%. À nascença, cerca de 11% do peso do bebé corresponde a MG e 89% a MLG, sendo que destes 15-16% são proteína, 79-80% são ACT e, finalmente, 4-5% são outros minerais. A AEC corresponde a 61% da ACT e a AIC corresponde a 39%.

Durante os primeiros meses de vida pós-natal, a MG aumenta cerca de 8-9%, até atingir uma proporção de 22-24% do P aos 12 meses de vida. A MLG duplica. No que respeita à ACT, há um pequeno aumento (1-2%), ocorrendo uma diminuição na AEC e um ligeiro aumento da AIC.

Aos dois anos de idade, a AEC desce ainda mais, ao contrário da AIC que torna a subir. Por volta dos cinco anos, a MMO aumenta (cerca de 3%) nos rapazes (não nas raparigas) e a ACT desce de uma proporção de 79% para 77%. No que respeita à distribuição da ACT, a AEC diminui e a AIC aumenta, de uma forma mais acentuada nos rapazes do que nas raparigas, o que indica uma MCC mais elevada nos rapazes (este facto é suportado pelo concomitante aumento de PCT e da densidade de MLG). A MG, como será de prever, é mais baixa nos rapazes (cerca de 14.6%) do que nas raparigas (16.7%).

Durante os cinco anos seguintes as diferenças entre rapazes e raparigas vão-se acentuando: a %MG diminui nos rapazes e aumenta nas raparigas, o conteúdo em água da MLG é de cerca de 77% nos rapazes e de 75% nas raparigas; a AIC, a PCT e a MMO são mais elevados nos rapazes do que nas raparigas.

Dos 10 aos 18 anos verifica-se um aumento da %MG, e da MLG em ambos os sexos, sendo o aumento da MG mais pronunciado nas raparigas.

Desde a infância até à adolescência, os vários componentes da CC vão-se alterando até que a CC de um adulto seja atingida ⁽⁶⁴⁾.

2.2 MÉTODOS DE AVALIAÇÃO DA COMPOSIÇÃO CORPORAL EM IDADE PEDIÁTRICA – ESTUDOS COMPARATIVOS

O interesse na análise da CC em crianças tem vindo a ganhar cada vez mais terreno, dada a crescente prevalência da obesidade infantil e de todas as complicações fisiológicas inerentes, tais como hipertensão, diabetes mellitus tipo 2, dislipidemia, síndrome de apneia obstrutiva do sono, bem como problemas ortopédicos e psicológicos ⁽⁶⁴⁾.

2.2.1 Índice de Massa Corporal

A obesidade é definida como o excesso de MG corporal. Contudo, a MG é extremamente difícil de medir em crianças, já que as técnicas mais exactas requerem um elevado nível de colaboração por parte do sujeito. Assim, a maioria dos estudos que têm como objectivo determinar a MG em crianças, usam o IMC como um índice da gordura corporal ⁽⁶⁵⁾. O IMC é um dos índices mais recomendados e usados para classificar excesso de peso, tendo em conta a simplicidade da sua utilização ^(64,65,66). A adopção do IMC em idade pediátrica é controversa, uma vez que a massa corporal engloba tanto a MG como a MLG, e qualquer um destes componentes pode variar consideravelmente entre indivíduos

⁽⁶⁷⁾. Aliás, a própria literatura descreve que a MLG pode ser uma fonte de variabilidade no IMC em crianças ⁽⁶⁵⁾.

A HDT é frequentemente usada em adultos como método de referência, no entanto, a sua aplicação em crianças levanta alguns obstáculos. De facto, estas têm alguma dificuldade em realizar a “manobra” de respiração (expiração máxima) envolvida na determinação do peso subaquático ^(68,69). Para além disso, a quantidade e composição da MLG em crianças em desenvolvimento levam a incertezas no que diz respeito às constantes a utilizar para converter densidade em %MG ^(68,70). Estas incertezas são também válidas para os métodos de diluição de isótopos ou para a CTPC ⁽⁷⁰⁾. A Imagem de Ressonância Magnética e a Tomografia Computorizada são dois outros métodos disponíveis para a avaliação da CC nesta faixa etária; no entanto, os custos associados e, no caso específico da Tomografia Computorizada, a elevada exposição às radiações ionizantes tornam a sua prática inconveniente ⁽⁷⁰⁾.

Gutin e Goran compararam a BIA às PC e à AXDE, obtendo resultados significativamente contraditórios:

No trabalho de Gutin a %MG era subestimada quer pela BIA, como pelas pregas cutâneas (PC). Já no trabalho de Goran a %MG era sobrestimada por ambas ^(68,69). Outros estudos referem ainda que a BIA pode obter resultados mais exactos da MG ⁽⁶⁴⁾ ou de MLG ⁽⁷⁰⁾ que as PC. De facto, quer os métodos antropométricos (como as PC), quer a BIA, dão origem a resultados inconsistentes em crianças ⁽³⁵⁾.

2.3 APLICABILIDADE DA ANÁLISE POR BIOIMPEDÂNCIA ELÉCTRICA EM IDADE PEDIÁTRICA



Como tem vindo a ser referido, avaliar a CC de uma criança é um verdadeiro desafio, tendo em conta os efeitos da maturação e crescimento na MLG, na MG e no estado de hidratação. Equações inadequadas, falhas na padronização do protocolo, suposições incorrectas, resultam em estudos pouco válidos, que suscitam dúvidas e podem levar a conclusões erradas.

2.3.1 Dificuldades na aplicação da Análise por Bioimpedância Eléctrica em Idade Pediátrica

A BIA apresenta potencialidades como uma ferramenta da avaliação da CC. No entanto, em crianças, a BIA ainda se encontra em fase experimental ⁽⁷¹⁾. O uso de equações preditivas torna-se um problema ainda maior em crianças dadas as rápidas alterações na CC inerentes ao crescimento ⁽⁷¹⁾. Alterações na hidratação da MLG, alterações na quantidade de MLG e MG, alterações no conteúdo mineral ósseo levam à necessidade da utilização de equações específicas ⁽⁷¹⁾. Não obstante, as alterações na geometria corporal das crianças podem também influir na correcta determinação da CC. De facto, a existência de uma maior proporção de massa e água corporais no tronco, relativamente às extremidades, encontra-se já devidamente referenciada. ⁽³⁵⁾. Este factor poderá ter impacto, uma vez que o tronco pouco contribui para a IC total ($\pm 10\%$) ^(35,72).

Uma outra preocupação inerente à utilização e validade da BIA em crianças é a colocação dos eléctrodos ⁽⁷¹⁾. Este aspecto tem sido descurado, embora possa, na realidade, deter influência. Uma das características que definem as crianças é o facto de terem os membros curtos; isto pode limitar a

separação mínima de 5cm entre os eléctrodos, quando colocados nas posições anatómicas padrão convencionadas para adultos ^(4,71,73). A colocação dos eléctrodos receptores determina o C do condutor, mais concretamente a parte exacta do corpo que se está a avaliar. Daqui resulta o valor de R ⁽⁷¹⁾.

Em crianças, as mãos e os pés não têm tamanho suficiente para permitirem este afastamento podendo, inclusive, provocar a polarização dos eléctrodos ^(4,71). Neste âmbito, surgiu a proposta de se alargar a colocação dos eléctrodos ao antebraço e à perna. Contudo, neste domínio, a falta de padronização existente nos estudos divulgados tem conduzido a uma falta de homogeneidade nos resultados apurados. Embora a multiplicidade de abordagens e de perspectivas seja muitas vezes prolífera, e auxilie a ciência, neste caso, e decorrente desta falta de coesão, não é possível estabelecerem-se comparações e correlações ⁽⁷¹⁾. Uma vez neste domínio, esta questão não poderá ser negligenciada, incorrendo-se no sério risco de tecer falsas extrapolações.

Num estudo realizado em 22 recém-nascidos, verificou-se que a variação de 1 cm na posição de cada eléctrodo receptor originou diferenças na R de 62Ω e na Xc de 3Ω , o que corresponde a uma variabilidade de 9% os valores de R e Xc ⁽⁵⁹⁾. Em recém-nascidos, mudanças na permeabilidade da pele e características iónicas possivelmente alteradas, podem ainda provocar variações nos valores de R medidos ⁽⁷⁴⁾. Existe ainda outro factor que dificulta a aplicação desta metodologia; diz respeito à falta de cooperação voluntária, inerente ao nível de desenvolvimento das crianças envolvidas, e que obriga a que os investigadores tenham, muitas vezes, de exercer uma ligeira pressão nos seus membros para obterem a imobilidade e abdução dos mesmos ⁽⁷³⁾.

Por último, é importante referir o tamanho dos eléctrodos. Em alguns estudos, principalmente em recém-nascidos, os investigadores cortam os eléctrodos longitudinalmente em dois, já que são demasiado grandes para a mão do bebé. ⁽⁷⁵⁾ No que a isto se concerne, não existe ainda nenhum tipo de padronização ⁽⁷¹⁾.

2.3.2 Equações: Influências na Análise por Bioimpedância Eléctrica

Guo calculou os valores de MLG a partir de duas equações diferentes, a equação de Siri, baseada no modelo dos dois compartimentos corporais, e a equação de Lohman, baseada no modelo multicompartimental (Anexo 7). Verificaram que os valores de MLG obtidos diferiam significativamente, dependendo se se tratava da equação de Siri ou da de Lohman. Nesta sequência, criaram equações específicas para crianças e jovens adultos, que incluíam parâmetros antropométricos e da BIA para determinar MLG ⁽⁷⁶⁾. Nos anos que se seguiram foram surgindo novas equações ^(35,69,77) (Anexo 8).

Actualmente, existem várias equações para estimar a MG, a %MG, a ACT e a MLG; estas incluem parâmetros da BIA e/ou antropométricos, dificultando a escolha da mais apropriada ⁽³⁵⁾.

As estimativas de MG ⁽⁷⁸⁾ e %MG podem ser significativamente diferentes quando aplicadas equações diferentes ⁽³⁵⁾. Na população estudada por Mast, um rapaz com 6.2 anos poderia ter 7.5% de MG, quando a %MG era calculada a partir da equação de Schaefer (Anexo 8), ou 18.7% MG se a %MG fosse calculada com a equação de Wabitsch et al. (Ver anexo 8) ⁽³⁵⁾. Constata-se, desta forma, que a criação e consequente validação de uma equação numa determinada população permite uma estimativa satisfatória da CC ⁽⁷⁸⁾.

Mesmo nas equações mais exactas, e específicas para a idade, o erro padrão da estimativa encontra-se na ordem dos 0.5-2kg para a ACT, e 1.5-3kg para a MLG e MG para adultos e crianças com mais de 3 anos ^(44,45, 64).

2.3.3 Como interpretar os resultados de R e Xc obtidos por BIA sem recorrer a equações?

2.3.3.1 *Ângulo de Fase*

A falta de equações ideais para determinar ACT, MLG ou MG (%MG), limitam o uso da BIA em crianças e mesmo em adultos. No estudo de Nagano pode-se verificar que o AF em crianças bem nutridas aumenta à medida que o P aumenta e que o AF em crianças malnutridas é menor que o de nas bem nutridas. Este dado indica que a razão MCC/P é menor em crianças malnutridas, do que em crianças saudáveis ⁽⁷⁹⁾.

Naquelas que se encontram em programa de hemodiálise, constatou-se que o AF aumenta durante a remoção do fluído. Uma vez que em doentes com IRC as mudanças na distribuição de fluidos são uma constante, o AF (como factor isolado) não pode ser usado como índice fidedigno do estado nutricional. Contudo, juntamente com o P, pode ser mais útil. Uma redução no AF sem uma alteração no P sugere uma perda de MLG, acompanhado também por uma retenção de fluidos. O AF ainda não foi validado como um índice do estado nutricional em crianças com IRC ⁽⁵⁶⁾.

2.3.3.2 *Análise do Vector da Bioimpedância Eléctrica*

Em 2000 (De Palo), 2002 (Piccoli) e 2003 (Savino) foram publicados três trabalhos que tiveram como objectivo obter valores de referência de BIVA em crianças e adolescentes, recém-nascidos na primeira semana de vida, e crianças até ao primeiro ano de vida respectivamente ^(44,45,75).

A BIVA de crianças entre os 2 e os 15 anos demonstrou que a trajectória seguida pelos vectores com o avançar da idade representa a complexa transformação sofrida pelo corpo humano até à idade pubertária ⁽⁴⁵⁾ (Anexo 9).

Entre os 2 e os 13 anos não foram detectadas diferenças significativas entre os dois sexos; assim sendo, em cada faixa etária, existe apenas um vector para ambos os géneros ⁽⁴⁵⁾.

No grupo de indivíduos com idades compreendidas entre os 14 e os 15 anos foi verificada uma diferença na posição do vector entre rapazes e raparigas, diferença essa que pode ser atribuída à puberdade ⁽⁴⁵⁾.

Estes valores de referência podem ser úteis na avaliação do estado de hidratação. Deverão ser desenvolvidos estudos em crianças com alterações da hidratação dos tecidos para se poder interpretar devidamente vectores que se situam fora destes valores de referência ^(44,45,75).

2.3.4 Algumas considerações

2.3.4.1 *Avaliação da Composição Corporal por BIA bipolar*

Dada a limitação da colocação dos eléctrodos em crianças, o método bipolar pode parecer atractivo.

Existem situações de subestimação ⁽⁸⁰⁾ e de sobrestimação ⁽⁸¹⁾ na técnica mão/mão e pé/pé respectivamente. É claro que este método não pode ser utilizado em recém-nascidos, no entanto, pode ser uma alternativa em crianças e adolescentes normoponderais (embora sejam necessários mais estudos para comprovar a sua validade) ⁽⁸¹⁾ não sendo, no entanto, recomendado em crianças e adolescentes obesos ou com excesso de peso ⁽⁸¹⁾.

2.3.4.2 Avaliação da Composição Corporal por BIA segmentar

A BIA segmentar pode ser de particular utilidade em crianças ⁽⁸²⁾. Duas crianças com a mesma Alt e CC, mas com diferentes C dos membros e do tronco, terão valores de Z diferentes. Este facto não é tido em conta nas equações que apenas incluem o P e o IDI ⁽⁸²⁾. Embora em adultos os dados provenientes da BIA segmentar tragam poucas melhorias à determinação da CC, em crianças, dados os efeitos confundidores do crescimento, as medidas obtidas por BIA segmentar, devidamente combinadas com medidas antropométricas, podem ser valiosas ⁽⁸²⁾. Contudo, a BIA segmentar pode estar comprometida, uma vez que há inconsistências no posicionamento dos eléctrodos ⁽⁸²⁾.

A impedância de cada segmento ajustada para o C parece estar relacionada com a MLG e a ACT ⁽⁸²⁾, enquanto que a resistência específica dos segmentos parece estar relacionada com a MG ^(82,83).

2.3.4.3 Avaliação da Composição Corporal por Bioimpedância Eléctrica por Espectroscopia

Em situações clínicas de doença é especialmente importante diferenciar os espaços intra e extracelular. Medindo a Z com um espectro de frequências, é

possível detectar variações intra e interindividuais de forma mais precisa do que com uma abordagem MN-BIA.

Em crianças pequenas, de que forma poderá a falta de imobilidade, a posição dos eléctrodos, a ingestão de alimentos, afectar os resultados obtidos por BIS? De facto, os valores da RE, sob condições ideais (com a criança imóvel ou a dormir), diferem dos valores obtidos com a criança a movimentar-se, assim como a ingestão de alimentos 30 minutos antes de se efectuarem as análises pode levar a um ligeiro aumento nos valores de RE ⁽⁷³⁾. A localização precisa dos eléctrodos é também um factor de extrema importância na BIS ⁽⁷³⁾. Quanto à separação dos eléctrodos, e tendo em conta que deverá existir um mínimo de 3cm de afastamento (bordo a bordo), um aumento posterior da separação dos eléctrodos não afectará os valores de Re. No entanto, os valores médios de RI variam quando se trata de um afastamento de 4 ou de 5-6cm ⁽⁷³⁾.

As determinações de MLG, MG e %MG são similares quer por BIA, BIS ou AXDE ⁽¹⁴⁾. Verifica-se que ambos os métodos de bioimpedância eléctrica sobrestimam a MG em indivíduos magros, enquanto a mesma é subestimada em indivíduos obesos ⁽¹⁴⁾. Estas situações são, no entanto, mais marcadas na BIA do que na BIS ⁽¹⁴⁾.

III – ANÁLISE CRÍTICA E CONSIDERAÇÕES FINAIS

O crescente interesse sobre a CC e os métodos de avaliação da CC tem sido notório. O BIA, como método de avaliação da CC, e tendo em conta as vantagens que apresenta na realização das análises, é apontada muitas vezes como sendo um método promissor. Embora se assumam as mais valias desta

abordagem, nunca se alcançou um consenso. A controvérsia em torno desta temática chega-nos desde os estudos pioneiros de Thomasset. A actualidade não é uma excepção.

Os princípios físicos e fisiológicos em que se baseia, a aplicação da técnica e a interpretação das medidas que obtém, são os principais pontos de discórdia entre os vários autores. Quando falamos em populações específicas, como a população pediátrica, as limitações de uma correcta determinação da CC tornam-se ainda mais evidentes. Mas a controvérsia gera resultados valiosos: melhorias na aplicação da técnica, adaptação dos princípios básicos a novas abordagens e novas formas de interpretar resultados. É importante que os estudos sejam uniformizados, devidamente validados, e que se criem valores de referência (para as medidas obtidas por BIA, para diferentes sexos e faixas etárias) que possibilitem comparar indivíduos saudáveis com indivíduos doentes.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS



- (1) Wang Z, Pierson RN, Heymsfield SB. The five-level model: a new approach to organizing body-composition research. *Am J Clin Nutr* 1992; 56: 19-28
- (2) National Institutes of Health Technology Assessment Conference Statement. Bioelectrical impedance analysis in body composition measurement. *Am J Clin Nutr* 1996; 64(supl): 524S – 532S.
- (3) Lukaski HC. Biological indexes considered in the derivation of the bioelectrical impedance analysis. *Am J Clin Nutr* 1996; 64(supl): 397S-404S.
- (4) Baumgartner RN. Electrical Impedance and Total Body Electrical Conductivity – In: Roche AF, Heymsfield SB, Lohman TG, editors. *Human Body Composition*. Champaign: Human Kinetics; 1996. Cap. 5, p.79-108.
- (5) Kyle UG, Bosaeus I, De Lorenzo AD, Deurenberg P, Elia M, Gómez JM et al. Bioelectrical impedance analysis – part I: review of principles and methods. *Clin Nutr* 2004; 23: 1226-1243.
- (6) Ellis KJ. Human body composition: in vivo methods. *Physiol Rev* 2000; 80: 649-680.
- (7) Chumlea WC. Body composition estimates from NHANESIII bioelectrical impedance data. *Int J Obese* 2002; 26: 1596-1611.
- (8) Deurenberg P. Validation of body composition methods and assumptions. *Brit J Nutr* 2003; 90: 485-486.
- (9) Das SK, Roberts SB, Kehayais JJ, Wang J, Hsu LKG, Shikora SA et al. Body composition assessment in extreme obesity and after massive

- weight loss induced by gastric bypass surgery. *Am J Physiol Endocrinol Metab* 2003; 284: E1080-E1088.
- (10) Heymsfield SB, Wang ZM, Withers RT. Multicomponent molecular level models of body composition analysis – In: Roche AF, Heymsfield SB, Lohman TG, editors. *Human Body Composition*. Champaign: Human Kinetics; 1996. Cap. 7, p.129 - 148.
- (11) Dittmar M. Reliability and variability of bioimpedance measures in normal adults: effects of age, gender and body mass. *American Journal of Physical Anthropology* 2003; 122: 361-370.
- (12) Kushner RF, Schoeller DA. Estimation of total body water by bioelectrical impedance analysis. *Am J Clin Nutr* 1986; 44: 417-424.
- (13) Lukaski HC, Johnson PE, Bolonchuck W W, Lykken GI. Assessment of fat-free mass using bioelectrical impedance measurements of the human body. *Am J Clin Nutrition* 1985; 41: 810-817.
- (14) Fors H, Glander L, Bjarnason R, Albertsson-Wikland K, Bosaeus I. Body composition, as assessed by bioelectrical impedance spectroscopy and dual-energy X-ray absorptiometry, in healthy paediatric population. *Acta Paediatr* 2002; 91: 755-760.
- (15) Sun G, French CR, Martin GR, Youngusband B, Green RC, Xie YG et al. Comparison of multifrequency bioelectrical impedance analysis with dual-energy X-ray absorptiometry for the assessment of percentage body fat in a large, healthy population. *Am J Clin Nutr*. 2005; 81: 74-78.
- (16) Matthie J, Zarowitz B, De Lorenzo A, Andreoli A, Katzarski K, Pan G et al. Analytic assessment of the various bioimpedance methods used to estimate body water. *J Appl Physiol*. 1998; 84(5): 1801-1816.

- (17) Piccoli A, Pillon L, Favaro E. Asymmetry of the total body water prediction bias using the impedance index. *Nutrition* 1997; 13: 438-441.
- (18) Cox-Reijven PLM, Van Kreef B, Soeters PB. Bioelectric impedance measurements in patients with gastrointestinal disease: validation of the spectrum approach and a comparison of different methods for screening for nutritional depletion. *Am J Clin Nutr* 2003; 78: 1111-1119.
- (19) De Lorenzo A, Andreoli A, Matthie J, Withers P. Predicting body cell mass with bioimpedance by using theoretical methods: a technological review. *J Appl Physiol*. 1997; 82(5): 1542-1558.
- (20) Bolton MP, Ward LC, Khan A, Campbell I, Nightingale P. Sources of error in bioimpedance spectroscopy. *Physiol Meas*. 1998; 19: 235-245.
- (21) Dittmar M. Comparison of bipolar and tetrapolar impedance techniques for assessing fat mass. *American Journal of Human Biology* 2004;16: 593-597.
- (22) Jebb SA, Cole TJ, Doman D, Murgatroyd PR, Prentice AM. Evaluation of the novel Tanita body-fat analyser to measure body composition by comparison with a four-compartment model. *British Journal of Nutrition* 2000; 83: 115-122.
- (23) Utter AC, Nieman DC, Ward NA, Butterworth DE. Use of the leg-to-leg bioelectrical impedance method in assessing body-composition change in obese women. *Am J Nutr* 1999; 69: 603-607.
- (24) Pirlich M, Schütz T, Ockenga J, Biering H, Gerl H, Schmidt B et al. Improved assessment of body analysis in malnourished subjects and acromegaly. *Clin Nutr* 2003; 22(2): 167-174

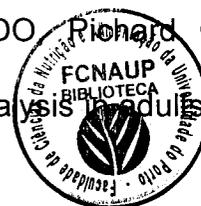
- (25) Deurenberg P. Limitations of the bioelectrical impedance method for the assessment of body fat in severe obesity. *Am J Clin Nutr.* 1996; 64(supl): 449S-452S.
- (26) Turner AA, Lozano-Nieto A, Bouffard M. Comparison of segmental and global bioimpedance spectroscopy errors using generalizability theory. *Physiol Meas.* 2002; 23: 43-57.
- (27) Bracco D, Thiébaud D, Chioléro RL, Landry M, Burckhardt P, Schutz Y. Segmental body composition assessed by bioelectrical impedance analysis and DEXA in humans. *J Appl Physiol* 1996; 81: 2580-2587.
- (28) Ward LC, Heitmann BL. Assessment of body composition by bioelectrical impedance analysis without the need for measurement of height. *Clin Nutr* 2001; 20(1): 21-26.
- (29) Ward LC, Doman D, Jebb SA. Evaluation of a new bioelectrical impedance instrument for the prediction of body cell mass independently of height or weight. *Nutrition* 2000; 16: 745-750.
- (30) Dittmar M, Reber H. Validation of different bioimpedance analyzers for predicting cell mass against whole-body counting of potassium (^{40}K) as a reference method. *American Journal of Human Biology* 2004; 16: 697-703
- (31) Kushner RF, Schoeller DA, Fjeld CR, Danford L. Is the impedance index (ht^2/R) significant in predicting total body water?. *Am J Nutr* 1992; 56: 835-839.
- (32) Pialoux V, Mischler I, Mounier R, Gachon P, Ritz P, Coudert J et al. Effect of equilibrated hydration changes on total body water estimates by bioelectrical impedance analysis. *British Journal of Nutrition* 2004; 91:153-159.

- (33) Kyle UG, Genton L, Lukaski HC, Dupertuis YM, Slosman DO, Hans D et al. Comparison of fat-free mass and body fat in Swiss and American adults. *Nutrition* 2005; 21:161-169.
- (34) Kyle UG, Schutz Y, Dupertuis YM, Pichard C. Body composition interpretation: contributions of the free-fat mass index and the body fat mass index. *Nutrition* 2003; 19: 597-604.
- (35) Mast M, Sönnichsen A, Langnäse K, Labitzke K, Bruse U, Preuß U et al. Inconsistencies in bioelectrical impedance and anthropometric measurements of fat mass in a field study of prepubertal children. *British Journal of Nutrition* 2002; 87: 163-175.
- (36) Barbosa-Silva MCG, Barros AJD, Wang J, Heymsfield SB, Pierson Jr RN. Bioelectrical impedance analysis: population reference values for phase angle by age and sex. *Am J Clin Nutr* 2005; 82: 49-52
- (37) Schwenk A, Beisenherz A, Römer K, Kremer G, Salzberger, Elia M. Phase angle from bioelectrical impedance analysis remains an independent predictive marker in HIV-infected patients in the era of highly active antiretroviral treatment. *Am J Clin Nutr* 2000; 72: 496-501
- (38) Baumgartner RN, Chumlea WC, Roche AF. Bioelectric impedance phase angle and body composition. *Am J Clin Nutr* 1988; 48: 16-23
- (39) Luis DA, Aller R, Bachiller P, Sagrado MG, Martin J, Izaola O. Influence of hormonal status and oral intake on phase angle in HIV-infected men. *Nutrition* 2004; 20: 731-734
- (40) Dittmar M, Reber H. new equations for estimating body cell mass from bioimpedance parallel models in healthy older Germans. *AJP-Endo* 2001; 281: 1005-1014.



- (41) Andreoli A, Melchiorri G, Brozzi M, Di Marco A, Volpe SL, Garofano P et al. Effect of different sports on body cell mass in highly trained athletes. *Acta Diabetol* 2003; 40: S122-S125.
- (42) Pirlich M, Schütz T, Okenga J, Biering H, Gerl H, Schimdt B, Ertl S, Plauth M, Lochs H. Improved assessment of body cell mass by segmental bioimpedance analysis in malnourished subjects and acromegaly. *Clin Nutr* 2003; 22(2): 167-174.
- (43) Bosy-Westphal A, Danielzik S, Dörhöfer R, Piccoli A, Müller MJ. Patterns of bioelectrical impedance vector distribution by body mass index and age: implications for body-composition analysis. *Am J Clin Nutr* 2005; 82: 60-68
- (44) Savino F, Grasso G, Cresi F, Oggero R, Silvestro L. Bioelectrical impedance vector distribution in the first year of life. *Nutrition* 2003; 19: 492-496
- (45) De Palo T, Messina G, Edefonti A, Perfumo F, Pisanello L, Peruzzi L et al. Normal values of the bioelectrical impedance vector in childhood and puberty. *Nutrition* 2000; 16: 417-424.
- (46) Akern Bioresearch [homepage]. Pontassieve: Akern; 2005 [citado em 2005 Set]. Software bodygram. Disponível em : <http://www.akern.com/software/bodygram>.
- (47) Piccoli A, Pillon L, Dumler F. Impedance vector distribution by sex, race, body mass index, and age in the United States: standard reference intervals as bivariate Z scores. *Nutrition*. 2002; 18: 153-167.
- (48) Piccoli A, Fanos V, Peruzzi L, Schena S, Pizzini C, Borgione S et al. Reference values of the bioelectrical impedance vector in neonates in the first week after birth. *Nutrition* 2002; 18: 383-387.

- (49) Kyle UG, Genton L, Karsegard L, Slosman DO, Pionard C. Single prediction equation for bioelectrical impedance analysis in adults aged 20-94 years. *Nutrition* 2001; 17: 248-253.
- (50) Houtkooper LB, Lohman TG, Going SB, Howell WH. Why bioelectrical impedance analysis should be used for estimating adiposity. *Am J Clin Nutr* 1996; 64(supl): 436S-448S.
- (51) Kyle UG, Bosaeus I, De Lorenzo AD, Deurenberg P, Elia M, Gómez JM et al. Bioelectrical impedance analysis – part II: utilization in clinical practice. *Clin Nutr* 2004; 23: 1430-1453.
- (52) Slinde F, Rossander-Hulthén L. Bioelectrical impedance: effect of 3 identical meals on diurnal impedance variation and calculation of body composition. *Am J Clin Nutr* 2001; 74: 474-478.
- (53) Cornish BH, Thomas BJ, Ward LC. Effect of temperature and sweating on bioimpedance measurements. *Appl Radiat Isot* 1998; 49 (5/6):475-476.
- (54) Demura S, Yamaji S, Goshi F, Nagasawa Y. The influence of posture change on measurements of relative body fat in the bioimpedance analysis method. *J Physiol Anthropol* 2001; 20 (1): 29-35.
- (55) Kushner RF, de Vries PMJM, Gudivaka R. Use of bioelectrical impedance analysis measurements in the clinical management of patients undergoing dialysis. *Am J Clin Nutr*. 1996; 64(supl): 503S-509S.
- (56) Foster BJ, Leonard MB. Measuring nutritional status in children with chronic kidney disease. *Am J Clin Nutr* 2004; 80: 801-14.
- (57) Marra M, De Fillipo E, Signori A, Silvestri E, Pasanisi F, Contaldo F et al. Phase angle is a predictor of basal metabolic rate in female patients with anorexia nervosa. *Physiol Meas* 2005; 26: S145-S152.



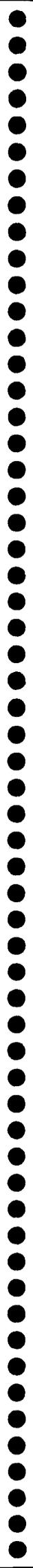
- (58) Ghezzi F, Franchi M, Balestri D, Lischetti B, Mele MC, Alberico S et al. Bioelectrical impedance analysis during pregnancy and neonatal birth weight. *European Journal of Obstetrics & Gynecology and Reproductive Biology* 2001; 98: 171-176.
- (59) Larciprete G, Valensise H, Vasapollo B, Altomare F, Sorge R, Casalino B et al. Body composition during normal pregnancy: reference ranges. *Acta Diabetol* 2003; 40: S225-S232.
- (60) Valensise H, Andreoli A, Lello S, Magnani F, Romanini C, De Lorenzo A. Multifrequency bioelectrical impedance analysis in women with a normal and hypertensive pregnancy. *Am J Clin Nutr* 2000; 72: 780-783.
- (61) Lof M, Forsum E. Evaluation of bioimpedance spectroscopy for measurements of body water distribution in healthy women before, during and after pregnancy. *Journal of Applied Physiology* 2004; 96: 967-973.
- (62) Eto C, Komiya S, Takehira N, Kikkawa K. Validity of the body mass index and fat mass index as an indicator of obesity in children aged 3-5 year. *J Physiol Anthropol Appl Human Sci* 2004; 23: 25-30.
- (63) Mei Z, Grummer-Strawn LM, Pietrobelli A, Goulding A, Goran MI, Dietz WH. Validity of body mass index compared with other body-composition screening indexes for the assessment of body fatness in children and adolescents. *Am J Clin Nutr* 2002; 75: 978-985.
- (64) Pecoraro P, Guida B, Caroli M, Trio R, Falconi C, Principato S et al. Body mass index and skinfold thickness versus bioimpedance analysis: fat mass prediction in children. *Acta Diabetol* 2003; 40: S278-281.

- 
- (65) Eto C, Komiya S, Takehira N, Kikkawa K. Validity of the body mass index and fat mass index as an indicator of obesity in children aged 5 year. *J Physiol Anthropol Appl Human Sci* 2004; 23: 25-30.
- (66) Mei Z, Grummer-Strawn LM, Pietrobelli A, Goulding A, Goran MI, Dietz WH. Validity of body mass index compared with other body-composition screening indexes for the assessment of body fatness in children and adolescents. *Am J Clin Nutr* 2002; 75: 978-985.
- (67) Sun SS, Chumlea WC, Heymsfield SB, Lukaski HC, Schoeller D, Friedl K et al. Development of bioelectrical impedance analysis prediction equations for body composition with the use of a multicomponent model for use in epidemiologic surveys. *Am J Clin Nutr* 2003; 77: 331-40.
- (68) Gutin B, Litaker M, Islam S, Manos T, Smith C, Treiber F. Body-composition measurement in 9-11-y-old children by dual-energy X-ray absorptiometry, skinfold-thickness measurements, and bioimpedance analysis. *Am J Clin Nutr*. 1996; 63: 287-292.
- (69) Goran MI, Driscoll P, Johnson R, Nagy TR, Hunter G. Cross calibration of body composition techniques against dual-energy X-ray absorptiometry in young children. *Am J Clin Nutr* 1996; 63: 299-305.
- (70) Pietrobelli A, Andreoli A, Cervelli V, Carbonelli MG, Peroni DG, De Lorenzo A. Predicting fat-free mass in children using bioimpedance analysis. *Acta Diabetol* 2003; 40: S212-S215.
- (71) Gartner A. Reference BIA data in neonates and young infants. *Nutrition* 2003; 19: 558-562 (editorial opinions).
- (72) NIH Consensus Statement. Bioelectrical impedance analysis in body composition measurement. *Nutrition* 1996, 12: 749-759.

- (73) Sesmero M, Mazariegos M, Pedrón C, Jones J, Solomons NW. Bioimpedance electrical spectroscopy in the first six months of life: some methodologic considerations. *Nutrition* 2005; 21: 567- 573.
- (74) Mayfield SR, Uauy R, Waidelich D. Body composition of low-birth-weight infants determined by using bioelectrical resistance and reactance. *Am J Clin Nutr* 1991; 54: 296-303.
- (75) Piccoli A, Fanos V, Peruzzi L, Schena S, Pizzini C, Borgione S et al. Reference values of the bioelectrical impedance vector in neonates in the first week after birth. *Nutrition* 2002; 18: 383-387.
- (76) Guo S, Roche AF, Houtkooper L. Fat-free mass in children and young adults predicted from bioelectrical impedance and anthropometric variables. *Am J Clin Nutr* 1989; 50: 435-443.
- (77) Román MC, Ruiz IR, Cos SR, Bellido MC. Análisis de la composición corporal por parámetros antropométricos y bioeléctricos. *An Pediatr* 2004; 61(1): 23-31.
- (78) Lazzer S, Boirie Y, Meyer M, Vermorel M. Which alternative method to dual-energy X-ray absorptiometry for assessing body composition in overweight and obese adolescents?. *Archives de pédiatrie* (2005) 12: 1094-1101
- (79) Nagano M, Suita S, Yamanouchi T. the validity of bioelectrical impedance phase angle for nutritional assessment in children. *J Pediatr Surg* 2000; 35: 1035-1039.
- (80) Lintsi M, Kaarma H, Kull I. Comparison of hand-to-hand versus dual-energy X-ray absorptiometry for the assessment of body fat percentage in 17-18-year-old conscripts. *Clin Physiol Funct Imaging*. 2004; 24: 85-90.

- (81) Sung RYT, Lau P, Yu CW, Lam PKW, Nelson EAS. Measurement of body fat using leg to leg bioimpedance. *Arch Dis Child*. 2001; 85: 263-267.
- (82) Fuller NJ, Fewtrell MS, Dewit O, Elia M, Wells JCK. Segmental bioelectrical impedance analysis in children aged 8-12y: 1. The assessment of whole-body composition. *International Journal of Obesity* 2002; 26: 684-691.
- (83) Fuller NJ, Fewtrell MS, Dewit O, Elia M, Wells JCK. Segmental bioelectrical impedance analysis in children aged 8-12y: 2. The assessment of regional body composition and muscle mass. *International Journal of Obesity* 2002; 26: 692-700.
- (84) Fors H, Glander L, Bjarnason R, Albertsson-Wikland K, Bosaeus I. Body composition, as assessed by bioelectrical impedance spectroscopy and dual-energy X-ray absorptiometry, in a healthy paediatric population. *Acta Paediatr* 2002; 91: 755-760.





ANEXOS

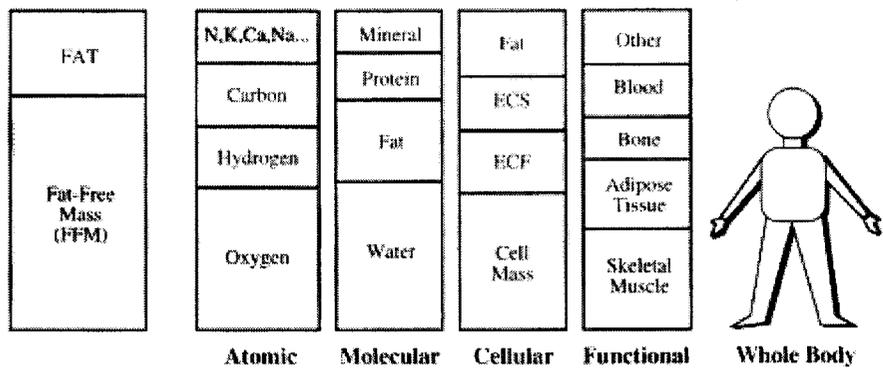
ÍNDICE DE ANEXOS

Anexo 1	a1
Anexo 2	a3
Anexo 3	a5
Anexo 4	a7
Anexo 5	a9
Anexo 6	a11
Anexo 7	a13
Anexo 8	a15
Anexo 9	a17



ANEXO 1

Basic Model 2-Compartment



Multicompartment Models

Figura 1 – Dois modelos da composição corporal: o Modelo dos Dois Compartimentos e o Modelo Multicompartmental. Retirado de Ellis (2000)⁽⁴⁾



ANEXO 2

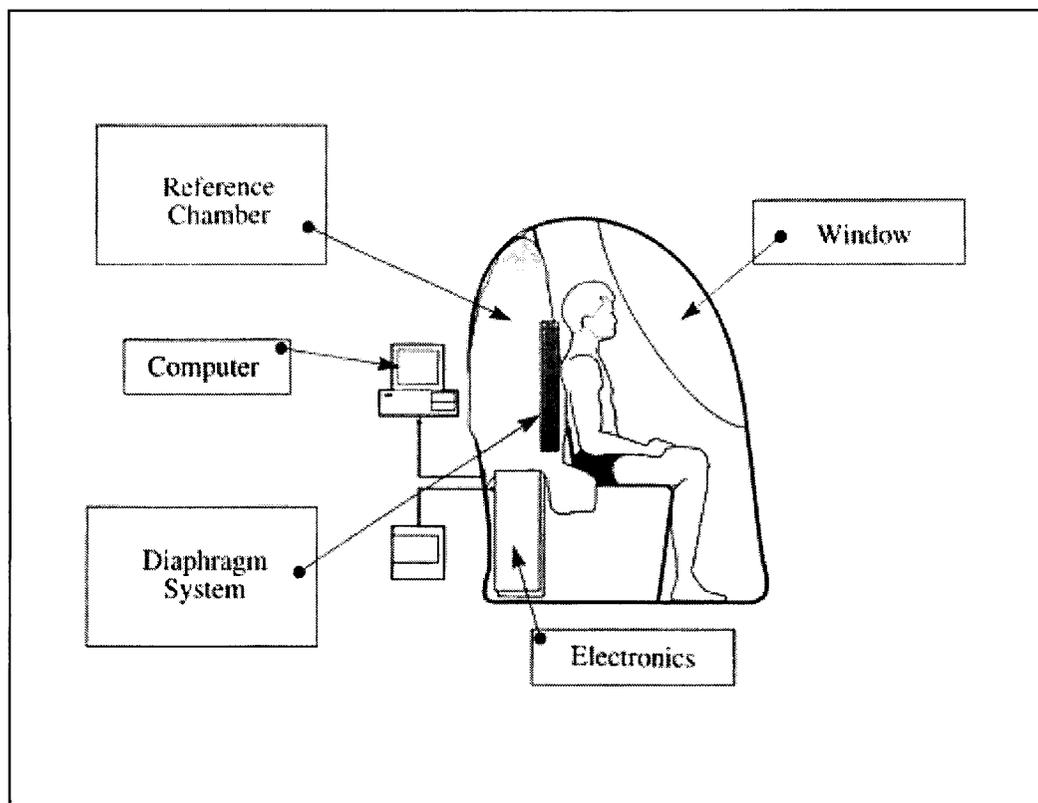


Figura 2 – Representação esquemática da Pletismografia por Deslocamento de Ar (PDA). Retirado de Ellis (2000)⁽⁴⁾

ANEXO 3

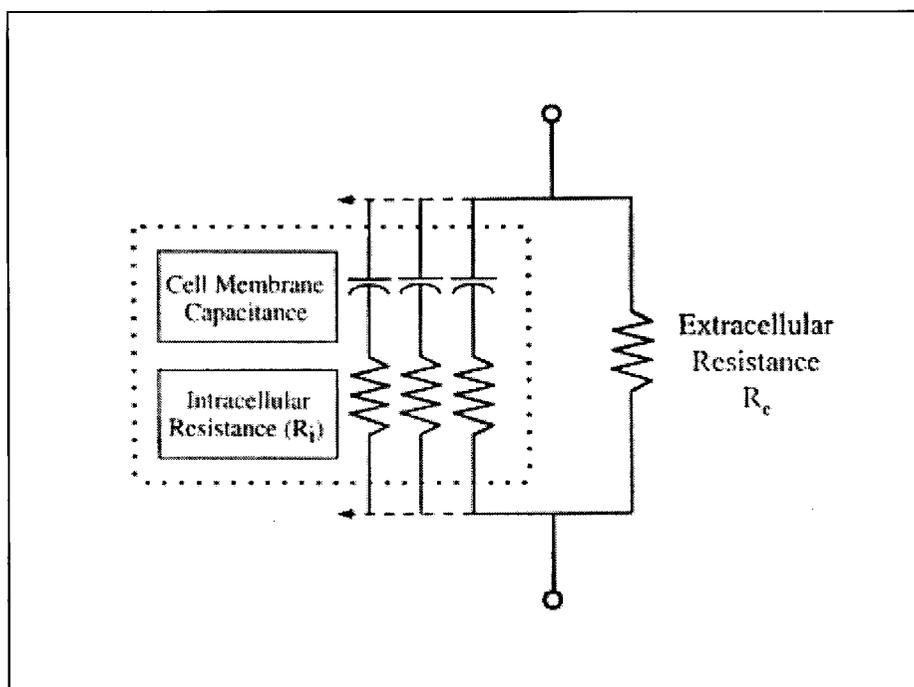


Figura 3 – Representação esquemática de um circuito em paralelo. Retirado de Ellis (2000)⁽⁴⁾

ANEXO 4

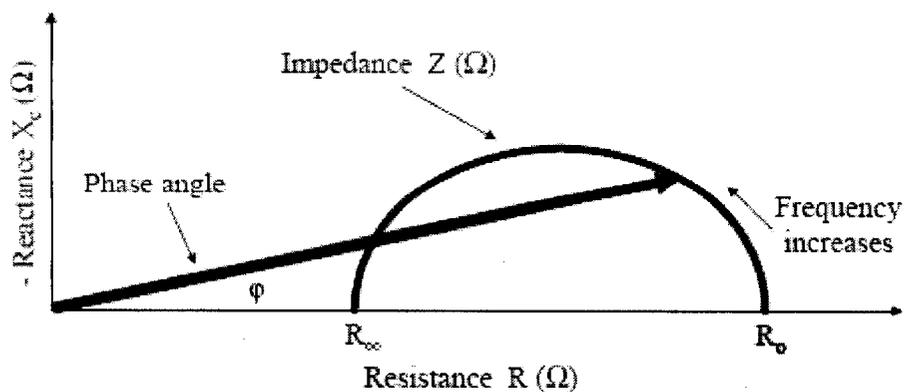


Figura 4 – Representação gráfica da impedância e das complexas relações entre Resistência (R) e a Reactância (X_c). Retirado de Kyle (2004) ⁽⁵⁾.

ANEXO 5

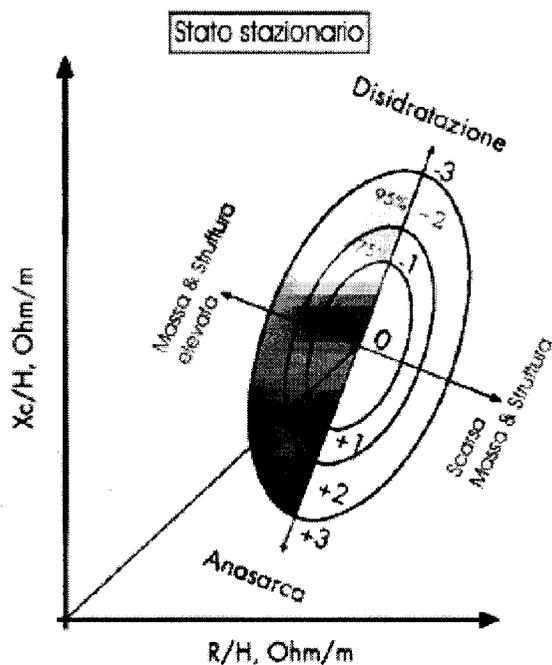


Figura 5 - Análise do Vector da Bioimpedância Eléctrica - Representação gráfica elaborada por Piccoli et al (46)

Leia-se:

Stato Stazionario – Estado Estável

Desidratazone – Desidratação

Anasarca – Sobrecarga Hídrica

Massa & Struttura elevata – Massa Celular Corporal Elevada

Scarsa Massa & Struttura – Massa Celular Corporal Diminuída

R – Resistência

Xc – Reactância

H – Altura



Determinação da Composição Corporal por Bioimpedância Eléctrica: a11
Algumas Considerações em Idade Pediátrica

	Definition/comments	Recommendations
Instruments/material		
Generator	Consistent signal of reproducible amplitude	Calibration of electrical equipment
	Batteries	Battery-powered to avoid interference with current variations Autonomy for >20 measurements
Analyzer	Measures R or impedance and Xc or phase angle	Regular calibration against known ohmmeter Identify type of signal measured (i.e. impedance or R or PhA or Xc)
	Automatic verification of skin resistance	Identify abnormal skin resistance, in cases of excessive resistance (e.g. pachydermia)
Cables	Length	Appropriate for length of subject height (up to 2 m)
	Diameter/isolation	Meets manufacturer's recommendation
Electrodes	Surface size	Meets instrument requirements (>4 cm ²)
	Integrity of gel	Keep electrodes in sealed bag. Protect against heat
Statiometer	Calibrated to 0.5 cm	Use tape measure for subjects who are unable to stand and for knee-ankle height or arm span
Scale	Calibrated to 0.1 kg	Regular cross-calibration with other scales
Subjects		
Height	Measure height (0.5 cm) and weight (0.1 kg) at the time of the BIA measurement	Self-reported height and weight are not valid
Weight		
Food, drink, alcohol	Fasting/no alcohol for >8 h recommended	Shorter periods of fasting may be acceptable for clinical practice (versus research)
Bladder voided		Subject has voided before measurement
Physical exercise		No exercise for >8 h
Timing	Note time of measurement	For longitudinal follow-up, perform measurement at the same time of day Note menstrual cycle
Skin condition	Temperature	Ambient temperature
	Integrity	No skin lesions at the sight of electrodes. Change site of electrodes
	Cleaning	Clean with alcohol
Electrode position	Note body side of measurement	Always measure same body side
	Distance between electrodes	Minimum of 5 cm between electrodes. If needed, move proximal electrode
Limb position	Abduction of limbs	Arms separated from trunk by about 30° and legs separated by about 45°
Body position	Supine, except for "scale" type BIA instruments	Ambulatory subjects supine for 5–10 min. For research protocol, standardize time that subjects are supine before measurement. Note if subject is confined to bed (patients)
Environment	Electrical interference	No contact with metal frame of bed. Neutral environment (no strong electrical or magnetic fields)
Body shape	Note body abnormalities	Note measurement validity (e.g. R or Xc outside of expected range for subject). Consider validity of measurement when interpreting results (e.g. abnormally low R suggests edema)
	Amputation	Measure non-affected limb. Not valid for research, but permits determination of body compartment, because measurement error is consistent
	Atrophy, hemiplegia	Measure non-affected side.
	Abnormal limb or trunk (e.g. scoliosis)	Note abnormal condition
	Dystrophy (HIV, Cushing's syndrome etc.)	Limited validity in conditions of abnormal body compartment distribution
	Obesity	Use electricity-isolating material (e.g. towel) between arm and trunk, and between thighs
Ethnic group		Note race. Use race-specific BIA equation, if applicable
Disease conditions*		
Cardiac insufficiency	Edema interferes with measurement	Measure patient in stable condition
Liver failure	Ascites/edema interferes with measurement accuracy	Consider segmental BIA measurement
Kidney failure	Edema/altered ion balance interferes with measurement	
Abnormal serum electrolyte concentrations	Electrolyte concentration affects BIA measurement	Perform BIA when serum electrolytes are within normal range. Compare BIA results when serum electrolyte concentrations are similar
Hypothyroid	Pachydermia	May invalidate measurement because of high skin resistance
Treatments*		
IV/Electrolyte infusions	Peripheral edema interferes with measurement	Measurements are invalid if patient is abnormally hydrated
Drugs that affect water balance	Steroids, growth hormone, diurectics	If patient is in stable condition, measurement should be effected at the same time after medication administration
Dialysis	Hemo-, peritoneal dialysis	Use special protocols, standardize measurement procedure, i.e. measurement should be performed 20–30 min post-dialysis
Ascites puncture		Use special protocols, standardize measurement procedure
Orthopedic prosthesis/implants (metal)	E.g. hip prosthesis	Measure non-affected body side. Note prosthesis/implants
Pacemakers		
Defibrillators	Implanted cardiac defibrillator	No interference with pacemakers or defibrillators is anticipated. ⁶ Although there are no known incidents reported as a result of BIA measurements, the possibility cannot be eliminated that the induced field of current during the measurement could alter the pacemaker or defibrillator activity. Therefore, the patient should be monitored for cardiac activity

Quadro 1 – Condições standard para realização da BIA. Adaptado de Kyle(2004) ⁽⁵¹⁾

ANEXO 7

Equação de Siri⁽³⁵⁾

$$\% \text{ MG} = [(4.95/\text{DC}) - 4.5] \times 100$$

onde,

MG – Massa Gorda
DC – Densidade Corporal

Equação de Lohman⁽³⁵⁾

$$\% \text{ MG} = [(2.74/\text{DC}) - 0.71 \text{ P} + 1.127 (\% \text{MOC}) - 2.045]$$

onde,

P – Peso Corporal
%MOC – Percentagem da massa mineral óssea no peso corporal total

ANEXO 8

Quadro 2 - Equações usadas para estimar MG, TBW e FFM a partir de dados antropométricos e de análise por bioimpedância eléctrica, segundo diferentes autores . Adaptado de Mast (2003) ⁽³⁵⁾.

Autor	Equação
<p><u>Antropometria</u></p> <p>Lohmann (1986)</p> <p>Deurenberg et al. (1990)</p>	<p>$MG(kg) = P \times [(5.28/DC) - 4.86]$</p> <p>$MG(\%) = [(562 - 4.2(I - 2))/DC - (525 - 4.7(I - 2))]$, Nos rapazes, DC (g/ml) = 1.690 - 0.07888 x [log(soma de quatro pregas cutâneas)] Nas raparigas, DC (g/ml) = 1.2063 - 0.0999 [log(soma de quatro pregas cutâneas)]</p>
<p><u>Análise por Bioimpedância Eléctrica (BIA)</u></p> <p>Kushner et al. (1992)</p> <p>Schaefer et al. (1994)</p> <p>Wabitsch et al. (1996)</p>	<p>$ACT(\%) = 0.59 \times IR + 0.065 \times P + 0.04$</p> <p>$MLG(kg) = 0.15 + 0.65 \times IR + 0.668 \times I$</p> <p>$ACT(\%) = 0.35 \times IR + 0.27 \times I + 0.14 \times P - 0.12$</p>
<p><u>Antropometria e BIA</u></p> <p>Goran et al. (1996)</p>	<p>$MLG(kg) = (0.16 \times IR) + (0.67 \times P) - (0.11 \times PCT) - (0.16 \times PCS) + (0.443 \times S) + 2.41$ Nos rapazes, S = 1 Nas raparigas, S = 2</p>

Legenda: MG – Massa Gorda; P – Peso (kg); DC – Densidade Corporal; ACT – Água Corporal Total; IR – índice de Resistência [Alt² (cm²)/Resistência (Ω)]; MLG – Massa Livre de Gordura; I – Idade (anos); PCT – Prega Cutânea Tripital; PCS – Prega Cutânea Subescapular; S – Sexo.

ANEXO 9

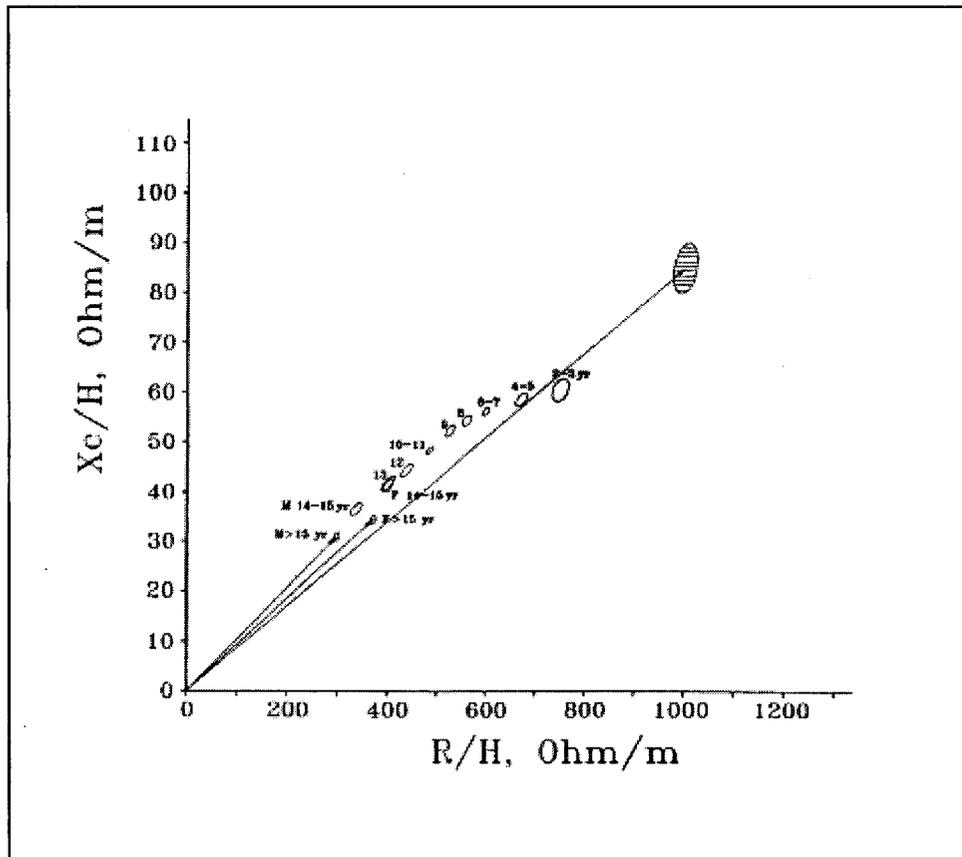


Figura 6 – Trajectória dos vectores médios de Z; Vectores médios com as elipses de confiança para recém-nascidos de ambos os sexos, rapazes e raparigas entre os 2 e os 13 anos, rapazes entre os 14 e os 15 anos, raparigas entre os 14 e os 15 anos, homens (>16 anos) e mulheres (>16 anos). Retirado de Piccoli (2002)⁽⁷⁵⁾

96325