Composição Corporal e Função Muscular

Autor: **Cristina Martins**. Doutora em Ciências Médicas: Nefrologia - UFRGS, Porto Alegre/RS; Mestre em Nutrição Clínica - *New York University*, EUA; Dietista Registrada (RD) - *American Dietetic Association*, EUA; Nutricionista-Chefe do Setor de Nutrição - Clínica de Doenças Renais, Curitiba/PR; Diretora Geral - Instituto Cristina Martins, Curitiba/PR; Coordenadora do Curso de Capacitação em Nutrição Renal - Instituto Cristina Martins, Curitiba/PR.

Copyright© 2009 by Instituto Cristina Martins
Projeto Gráfico e Diagramação: Simone Luriko Saeki

Todos os direitos reservados. É permitida uma (01) cópia impressa deste material exclusivamente para o aluno matriculado neste curso.

Para solicitar materiais educativos e inscrever-se em outros cursos, entre em contato com:
Instituto Cristina Martins.
e-mail: instituto@institutocristinamartins.com.br
Home-page: www.institutocristinamartins.com.br

Instituto Cristina Martins
EDUCAÇÃO EM SAÚDE

Composição Corporal e Função Muscular

Cristina Martins

OBJETIVOS DE APRENDIZADO

Após a leitura deste capítulo, você deverá estar apto a:

- Reconhecer o modelo de cinco níveis da composição corporal.
- Citar porcentagens de gordura corporal que podem ser utilizadas como referência para adultos e crianças.
- Descrever o método direto de avaliação da composição corporal.
- Identificar as análises elementares da avaliação da composição corporal.
- Definir os princípios da diluição de isótopos.
- Descrever os métodos de densitometria para a avaliação da composição corporal.
- Identificar os pontos fortes e fracos do método da absorciometria.
- Citar o principal ponto diferencial dos métodos de imagem, comparados aos demais, para a avaliação da
- composição corporal.
- Identificar a ultra-sonografia como método de avaliação da composição corporal.
- Relacionar os pontos fracos da interactância por infravermelho.
- Descrever as características (princípio, modelos, indicações, utilização do ângulo de fase e do vetor) da bioimpedância.
- Identificar as fórmulas utilizadas para avaliação da composição corporal, utilizando as medidas antropométricas.
- Identificar os testes urinários que refletem a composição corporal.
- Descrever os principais métodos disponíveis para a avaliação objetiva da função muscular corporal.

PROBLEMATIZAÇÃO - ESTUDO DE CASO

M.L.O., sexo feminino, raça negra, 38 anos, foi ao ambulatório de um Posto de Saúde com o objetivo de emagrecer. Refere várias tentativas de perda de peso desde os 28 anos de idade. Relata que após a morte do marido teve descontrole emocional e ganhou 22kg. Ainda faz tratamento para a depressão. Apresenta história familiar de hipertensão (mãe e irmão) e doença cardíaca. Pai falecido devido a infarto. Relata que na última consulta ao ginecologista foi identificada a hipertensão. Foi orientada a parar de fumar e perder peso. Relata que almoça fora de casa (restaurantes "por quilo") todos os dias. No jantar, faz lanches rápidos, que muitas vezes leva para casa (ex.: hambúrguer e batata-frita). Refere que por trabalhar fora, não tem tempo para atividade física. Medidas antropométricas: estatura=160cm; peso atual=98kg; circunferência do braço=31cm; circunferência da coxa=55cm; circunferência da panturrilha=35cm; prega cutânea do tríceps (PCT)=22,2mm, prega cutânea do bíceps (PCB)=12mm, prega cutânea subescapular (PCSE)=29,8mm, prega cutânea supra-ilíaca (PCSI)=31mm, prega cutânea da coxa (PCC)=24mm.

1. Caso os recursos financeiros estivessem disponíveis, quais métodos você selecionaria para quantificar a composição corporal de M.L.O., excluindo a boimpedância e a antropometria? Por quê?
2. Quais métodos poderiam localizar a gordura intra-visceral da paciente?
3. E a biompedância, é um método indicado para a avaliação da composição corporal de M.L.O.?
4. Utilizando o método antropométrico de Durnin e Womersley, qual é a porcentagem de gordura corporal estimada para M.L.O.? Como o resultado está classificado?
5. Utilizando o método antropométrico de Peterson et al, qual é a porcentagem estimada de gordura corporal para M.L.O.? Como o resultado está classificado?
6. Como se comparam os resultados entre os dois métodos, Durnin e Womersley e Peterson et al?
7. Qual é o resultado da CMB da paciente? Em qual percentil se encontra? Como está classificado o estado nutricional de acordo com a porcentagem de adequação da CMB?
8. Qual é o resultado da AMB e da AMB corrigida? Em que percentil se encontra a AMB? Como o percentil está classificado?
9. Qual é o resultado da AGB? Em qual percentil se encontra? Como está classificado?
10. Utilizando o método antropométrico de Lee et al, qual é a massa muscular esquelética estimada? Com o resultado está interpretado em porcentagem do peso corporal?
11. Caso a creatinina urinária seja 952mg/24horas, como está classificada a massa muscular corporal total de M.L.O.?
12. Quais métodos poderiam medir a função da massa muscular de M.L.O., caso estivesse em risco de desnutrição?

INTRODUÇÃO

O interesse na composição corporal humana tem crescido nas últimas décadas. Isso se deve, principalmente, ao aumento da prevalência da obesidade e à aplicação no desempenho físico de atletas. Mesmo em desnutridos, a estimativa das reservas de gordura e de massa magra é de uso comum na avaliação do estado nutricional (1-3).

Há razões importantes para a avaliação da composição corporal. Ela pode ser usada para monitorar mudanças, como em participantes de programas de perda de peso ou em desportistas. Também, pode indicar as prescrições de exercícios. Além disso, pode auxiliar na determinação do peso corporal saudável e nas recomendações alimentares. A composição corporal pode monitorar o crescimento e a maturação das crianças, identificando aquelas em risco devido ao excesso ou falta de gordura corporal. A estimativa da composição corporal de atletas é especialmente importante para lutadores, levantadores de peso e fisiculturistas. Em alguns atletas, particularmente corredores e ginastas, o excesso de gordura pode ser prejudicial ao desempenho físico. Portanto, a avaliação e o acompanhamento da composição corporal ajudam a manter a gordura corporal em níveis ideais (4). No ambiente clínico, o monitoramento de mudanças na composição corporal também pode melhorar o conhecimento de como várias doenças afetam o metabolismo energético e as reservas. Com isso, é possível desenvolver estratégias mais efetivas de intervenção nutricional e de exercícios físicos.

O principal alvo de atenção nessa área é o desenvolvimento de métodos válidos (que possam estimar a composição corporal com acurácia), práticos e de custo acessível. Algumas questões são importantes de serem consideradas. Uma delas é se, em situações clínicas, os resultados da composição podem indicar mudanças no plano de tratamento. Por exemplo, um paciente com câncer de pulmão, em estado terminal, que não se alimenta suficientemente e esteja perdendo peso. A aplicação de algum teste de avaliação da composição corporal mudaria o plano de cuidado nutricional? A resposta é provavelmente "não". Portanto, em muitas situações clínicas, não há necessidade ou indicação de testes sofisticados, onerosos, trabalhosos ou agressivos para identificar o que já se sabe: o paciente está desnutrindo e exige intervenção nutricional adequada e sem demora. Em algumas situações, por outro lado, o conhecimento da composição corporal pode prever problemas. Um exemplo são as atletas femininas. Estas podem experimentar amenorréia (ausência ou cessação anormal da menstruação) quando a porcentagem de gordura corporal é muito baixa. Isso, sucessivamente, pode resultar em desmineralização óssea e aumento do risco de osteoporose e de fraturas. Também, a porcentagem de gordura inadequada pode indicar doença, inanição ou desordem alimentar, como a anorexia nervosa.

Outro foco, além da medida da massa corporal estática (quantidade), é a função muscular (qualidade). Este texto, além de apresentar a avaliação objetiva quantitativa, discute métodos de análises qualitativas da composição corporal.

PRINCÍPIOS DA COMPOSIÇÃO CORPORAL

O termo *composição corporal* refere-se à distribuição e à quantidade dos componentes do peso total do corpo. É o acúmulo de nutrientes e de outros substratos adquiridos do ambiente e retidos pelo corpo (5). As informações sobre a composição humana são baseadas, primariamente, na análise química de órgãos e de alguns cadáveres (6, 7). Essas análises quantificaram a gordura, a água total, os minerais (ósseo e dos tecidos moles) e o conteúdo protéico corporal. Dessa forma, foram obtidos dados de referência para o desenvolvimento de modelos de composição corporal.

De acordo com o esquema desenvolvido por Wang et al (8), e adaptado por Shen et al (9), os modelos de composição corporal estão organizados em cinco níveis distintos (Fig. 1): atômico, molecular, celular, órgão-tecidual e corpo inteiro. A soma dos componentes que integram cada nível é igual ao peso (massa) corporal.

No nível atômico, a massa corporal inclui 11 elementos. Mais que 96% da massa corporal são compostos de quatro elementos: oxigênio, carbono, hidrogênio e nitrogênio (9). Outros elementos importantes são: cálcio, potássio, fósforo, enxofre, sódio, cloreto e magnésio. A maioria desses elementos pode ser medida *in vivo* pelo método da análise por

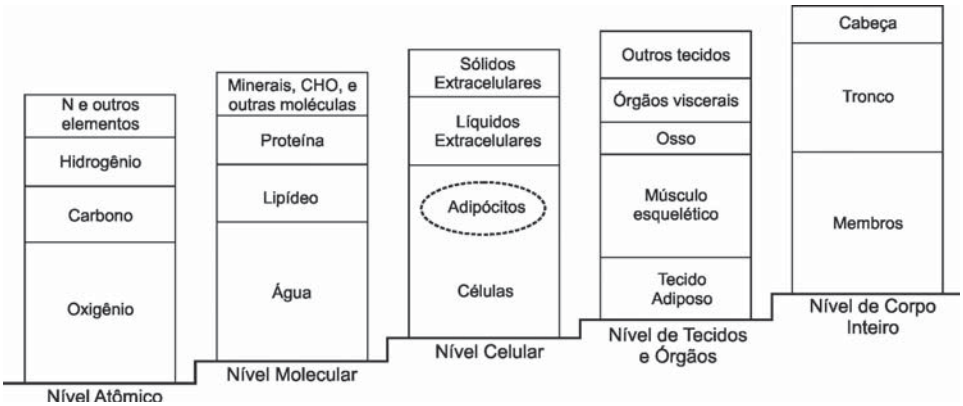


Fig. 1 Os cinco níveis da composição corporal. N = nitrogênio; CHO = carboidratos.
Fonte: Wang et al, 1992 (8), adaptado por Shen et al, 2005 (9).

ativação de nêutrons. Os elementos medidos podem derivar a massa corporal, como a magra e a gorda.

O nível molecular consiste de seis maiores componentes: água, lipídeos, proteínas, carboidratos, minerais ósseos e aqueles dos tecidos moles. Os modelos de avaliação do nível molecular podem medir de dois a seis desses componentes.

O nível celular inclui três componentes: sólidos extracelulares, água extracelular e células (9). As células podem ser divididas em dois componentes, gordura (MG) e massa celular corporal (MCC). O último é o componente metabolicamente ativo.

O nível órgão-tecidual consiste de componentes maiores. Incllui o tecido adiposo, o músculo esquelético, as vísceras e os ossos. Alguns componentes desse nível são órgãos sólidos únicos, como o cérebro, o coração, o fígado e o baço. Outros, como o músculo esquelético e o tecido adiposo, estão distribuídos pelo corpo.

O nível do corpo inteiro pode ser dividido em regiões, como os apêndices, o tronco e a cabeça. O tronco e os membros são usualmente descritos pelas medidas antropométricas, como circunferências, pregas cutâneas e outras.

O Quadro 1 apresenta os componentes de cada nível da composição corporal. Já o Quadro 2 apresenta as equações desenvolvidas para cada modelo.

O modelo que mede dois componentes inclui a massa gorda (MG) e a massa livre de gordura (MLG). A maioria dos métodos de composição corporal assume que o corpo consiste de dois componentes quimicamente distintos (10, 11). A antropometria (pregas cutâneas e circunferências) e a densidade corporal (ex.: pesagem hidrostática) são exemplos de métodos baseados no modelo de dois componentes (10). Os modelos que incluem três ou mais elementos são referidos como multicomponentes. Estes possuem maior aplicabilidade e acurácia. A DEXA é um exemplo de modelo que mede três componentes (massas gorda, magra e mineral óssea).

Os modelos de multicomponentes podem ser usados para: a) quantificar a composição corporal; b) obter medidas de referência mais acuradas; c) testar a validade e a aplicabilidade dos métodos e equações de estimativa, derivados dos modelos de dois componentes; d) deduzir equações de estimativa da composição corporal.

A Fig. 2 representa a composição corporal aproximada de um adulto saudável no modelo de dois componentes. A MG inclui todos os lipídios solúveis em solvente, contidos no tecido adiposo e em outros tecidos. O resto é a MLG (13). Esta é composta por músculos, água, ossos e outros tecidos desprovidos de lipídio. De acordo com a abordagem alternativa, o corpo pode ser dividido em tecidos adiposo e corporal magro. O último é similar à MLG, exceto que inclui uma pequena quantidade de lipídio. Inclui, por exemplo, o lipídio que serve como componente estrutural das membranas celulares ou aquele contido no sistema nervoso. Esse lipídio essencial constitui aproximadamente 1,5% a 3% do peso corporal magro (14). Em geral, a massa magra é todo o peso de uma pessoa, descontando somente a parte de gordura. Ou seja, é a MLG.

Do tecido corporal magro de um adulto saudável, aproximadamente 60% a 70% é água (14). A água corporal total (ACT) é distribuída entre o intracelular (AIC) e o extracelular (AEC). O líquido extracelular conta em aproximadamente 29-35% da água corporal. É dividido em líquido intersticial (aquele que banha as células) e a parte líquida do sangue (plasma). Em uma pessoa com peso de 70kg, o volume total do plasma é de

Quadro 1 Componentes de cada modelo dos níveis de composição corporal

Nível	Modelo de composição corporal	Número de componentes
Atômico	MC = H + O + N + C + Na + K + Cl + P + Ca + Mg + S	11
Molecular	MC = MG + ACT + ProCT + Mo + Mm + CHO	6
	MC = MG + ACT + ProCT + M	4
	MC = MG + ACT + sólidos não gordurosos	3
	MC = MG + Mo + resíduos	3
	MC = MG + ACT + MLG	2
Celular	MC = células + AEC + SEC	3
	MC = MG + MCC + LEC + SEC	4
Órgão-tecidual	MC = TA + ME + osso + órgãos viscerais + outros tecidos	5
Corpo inteiro	MC = cabeça + tronco + membros	3

Nota: MC = massa corporal; MG = massa gorda; ACT = água corporal total; ProCT = proteína corporal total; M = mineral; Mo = mineral ósseo; Mm = mineral de tecidos moles; CHO = carboidratos; MLG = massa livre de gordura; AEC = água extracelular; SEC = sólidos extracelulares; MCC= massa corporal celular; LEC = líquidos extracelulares; TA = tecido adiposo; ME = músculo-esquelético.
Fonte: Shen et al, 2005 (9)

Quadro 2 Equações disponíveis para os modelos de composição corporal

	Modelo	Equação	Referência
Nível Atômico 6 Componentes	Peso = ACT + NBT + CaT + KT + NBaT + CT	%MG = Peso - (ACT + 6,525NBT + 2,709CaT + 2,76KT + NaT + 1,43CIT)	Wang et al, 1998
Nível Molecular 2 Componentes	Peso = gordura + tecido livre de gordura	%MG = [(4,57/Dc) – 4,142] × 100 ou %MG = (457/Dc) – 414	Brozek, 1963
		%MG = [(4,95/Dc) – 4,50] ×100 ou %MG = (495/Dc) – 450	Siri, 1956
Nível Molecular 3 Componentes	Peso = gordura + água+ (mineral e proteína combinados)	%MG = [(2,118/Dc) – 0,78W – 1,354] × 100	Siri, 1961
	Peso = gordura + mineral + (água e proteína combinadas)	%MG = [(6,386/Dc) + 3,961M – 6,090] × 100	Lohman, 1986
Nível Molecular 4 Componentes	Peso = gordura +água +mineral ósseo + proteína	%MG = [(2,559/Dc) – 0,734W + 0,983B – 1,841] × 100	Friedl, 1992
		%MG = [(2,747/Dc) – 0,714W + 1,146B – 2,053] × 100	Selinger, 1977
		%MG = [(2,513/Dc) – 0,739W + 0,947B – 1,790] × 100	Heymsfield, 1996
		%MG = [(2,747/Dc) – 0,718W + 1,148B – 2,050] × 100	Baumgartner, 1991
Nível Órgão-tecidual 3 Componentes (Modelo DEXA)	Peso = osso + tecido sem osso + gordura	%MG = MG/Peso × 100	Ellis, 2000

Abreviações: %MG = porcentagem de massa gorda; Dc = densidade corporal total (g/cm^3); MG = massa gorda (kg); ACT = água corporal total (kg); MCT = mineral corporal total (mineral ósseo + celular) (kg); MOCT = mineral ósseo corporal total (somente mineral ósseo) (kg); W = ACT (kg)/peso corporal (kg); M = MCT (kg)/peso corporal (kg); B = MOCT (kg)/peso corporal (kg); Constantes: MOCT = cinzas ósseas × 1,0436; MCT = cinzas ósseas × 1,279; NT = nitrogênio corporal total; CaT = cálcio corporal total; KT = potássio corporal total; NaT = sódio corporal total; ClT = cloreto corporal total.
Fonte: Adaptado de Heyward e Wagner, 2004 (12).

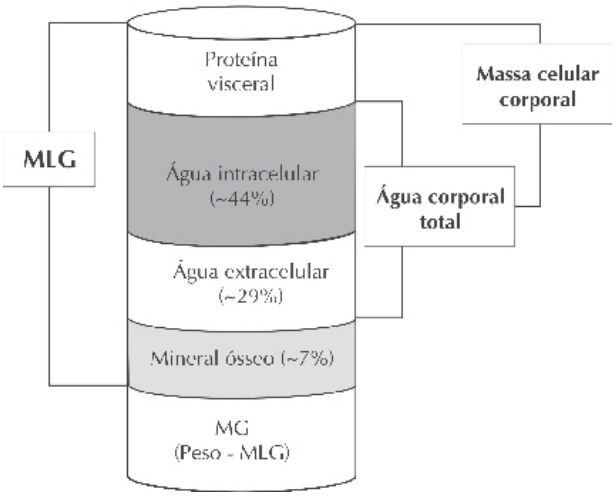


Fig. 2 Esquema da composição corporal de um adulto saudável em dois componentes: massa livre de gordura (MLG) e massa gorda (MG)

aproximadamente três litros.

A composição corporal é, muitas vezes, definida como a razão da MG para a MLG. E é, freqüentemente, expressa como porcentagem da massa gorda (%MG). O tecido adiposo contém aproximadamente 14% de água, praticamente não possui potássio e assume-se que tenha densidade de 0,90 g/cm^3 (4, 10). Existem normas sugeridas para os níveis desejáveis, principalmente da %MG, cujos valores são dados dentro de uma faixa de variação (Quadros 3 e 4). Esses números levam em consideração erros na medição e diferenças individuais. Entretanto, o que é apropriado para uma pessoa pode não ser para outra (14, 15). Em adultos saudáveis, de fato, a composição corporal é relativamente constante. Dessa forma, é possível extrapolar as medidas. Entretanto, vários fatores podem afetar a composição corporal. A idade é um deles, já que o compartimento livre de gordura das crianças é menos denso do que o das pessoas de meia-idade. Também, a densidade óssea diminui em idosos, especialmente naqueles com osteoporose. Outro aspecto é o grau de condicionamento físico. Por exemplo, os atletas têm ossos e músculos mais densos. Por último, o estado de hidratação corporal pode alterar os resultados da composição corporal (4). Dessa forma, os modelos tradicionais de dois compartimentos podem gerar grandes erros nessas populações.

MÉTODO DIRETO

Exceto para estudos em cadáveres (método direto), todas as demais técnicas são medidas indiretas. Ou seja, todos os métodos de avaliação da composição corporal realizados *in vivo* são estimativas, derivadas de algum princípio físico ou biológico. A avaliação direta mais profunda da composição corporal foi o Estudo da Análise de Cadáver de Bruxelas (*Cadaver Analysis Study* - CAS), no qual mais de 30 cadáveres foram estudados entre 1979 e 1983 (16). O CAS ajudou a validar vários métodos *in vivo* e coletou dados para o desenvolvimento de novos modelos antropométricos usados na determinação da composição corporal (16). Por exemplo, no estudo, foram medidos o comprimento recumbente, a pesagem hidrostática, várias circunferências, larguras e a área de superfície da pele. As pregas cutâneas foram medidas em 14 sítios padronizados. A pele e o tecido subcutâneo foram

Quadro 3 Porcentagem de gordura corporal de referência para crianças e adultos

	Não Recomendado	Normal-baixo	Médio	Normal-alto	Obesidade
			Homens		
6-17 anos	<5	5-10	11-25	26-31	>31
18-34 anos	<8	8	13	22	>22
35-55 anos	<10	10	18	25	>25
>55 anos	<10	10	16	23	>23
			Mulheres		
6-17 anos	<12	12-15	16-30	31-36	>36
18-35 anos	<20	20	28	35	>35
34-55 anos	<25	25	32	38	>38
>55 anos	<25	25	30	35	>35

Fonte: Adaptado de Heyward, 2004 (12)

Quadro 4 Porcentagem de gordura corporal de referência para adultos fisicamente ativos

	Normal Baixo	Médio	Normal Alto
Homens			
18-34 anos	5	10	15
35-55 anos	7	11	18
>55 anos	9	12	18
Mulheres			
18-34 anos	16	23	28
35-55 anos	20	27	33
>55 anos	20	27	33

Fonte: Adaptado de Heyward, 2004 (12).

removidos e cuidadosamente medidos. Dessa forma, as medidas das pregas cutâneas foram diretamente comparadas com as da pele e da espessura do tecido adiposo subcutâneo. A pele, o tecido adiposo, o músculo esquelético, os ossos e as vísceras foram dissecados e pesados no ar e embaixo da água, para determinar a densidade dos órgãos e tecidos. O CAS permitiu o exame de várias condições de uso das medidas das pregas cutâneas e da pesagem hidrostática. A principal conclusão do CAS foi que as medidas antropométricas e a composição corporal de cadáveres são similares àquelas de pessoas vivas (16, 17).

ANÁLISES ELEMENTARES

As análises elementares são os métodos indiretos mais acurados para a avaliação da composição corporal. Dois métodos são conhecidos para esse objetivo: a análise por ativação de nêutrons e a contagem do potássio corporal total. O Quadro 5 resume os principais pontos fortes e fracos dos métodos elementares.

ATIVAÇÃO DE NÊUTRONS

A análise por ativação de nêutrons (Fig. 3) permite a medida do conteúdo corporal de cálcio, iodo, hidrogênio, sódio, cloreto, fósforo, carbono e nitrogênio (4, 10, 18, 19). Portanto, é o único método que realiza a medida da maioria dos elementos da composição corporal *in vivo*. A análise é baseada na liberação de um feixe de nêutrons para a pessoa. Esse interage (é captado) com os elementos corporais de várias maneiras conhecidas. A mais importante (em termos de análise por ativação de nêutrons) é que os átomos dos elementos-alvo são ativados, criando isótopos instáveis, como o cálcio-49 (^{49}Ca), o nitrogênio-15 (^{15}N) e o sódio-24 (^{24}Na) (18-20). Como esses isótopos instáveis retornam às formas estáveis, a radiação gama de uma energia conhecida é emitida de cada um. Isso é recebido pelos detectores do sistema e analisados por computador. O único nível de energia da radiação gama identifica o elemento. Esse nível de radiação da atividade representa sua abundância (quantidade). Embora existam vários tipos de sistemas de análise por ativação de nêutrons, todos operam no mesmo princípio (18, 20).

A análise por ativação de nêutrons é capaz de medir o nitrogênio, que é o principal componente dos músculos. O método permite a estimativa das massas musculares e não-musculares do corpo (10, 18, 19). Também deriva a água intra e extracelular. A acurácia das determinações repetidas de nitrogênio em humanos saudáveis é de 2% a 3% (10). Portanto, a análise por ativação de nêutrons é usada como referência para validar outros métodos de composição corporal. Ou seja, é reconhecido como “padrão-ouro”.

A análise por ativação de nêutrons também é útil na quantificação do cálcio corporal total, sendo de grande interesse para os estudos sobre osteoporose. A acurácia das medições repetidas de cálcio em adultos saudáveis, usando a análise por ativação de nêutrons, foi de 2,5% (10). Um estudo do conteúdo de cálcio em fantasmas (representações do corpo humano usadas para testes de acurácia e exatidão), medido com a análise de ativação de nêutrons, resultou em valores dentro de 3,6% da composição conhecida (21). Portanto, o método parece conveniente para estudos longitudinais da massa óssea.

A análise por ativação de nêutrons foi usada com sucesso para avaliar o tempo requerido para o nitrogênio corporal retornar aos níveis pré-operatórios, após cirurgia de reconstrução aórtica (22). Foi, também, utilizada para avaliar o estado nutricional de pacientes recebendo diálise peritoneal ambulatorial contínua (23). A acurácia e a exatidão do método são tão boas, ou melhores, que outros. Entretanto, em pacientes requerendo terapia com líquido intravenoso contínuo e naqueles com grandes aumentos na água corporal, as técnicas de diluição de isótopos (veja adiante) são preferíveis.

A análise por ativação de nêutrons não é invasiva, não necessita de cooperação do avaliado e não está

baseada em suposições envolvendo razões entre os principais compartimentos corporais e suas densidades (20). O método é capaz de avaliar a composição corporal de indivíduos estáveis e de pacientes graves com disfunção de órgãos e sistemas. Avalia, com precisão, pessoas com peso normal, desnutridos e obesos. Entretanto, o método tem vários inconvenientes, como a exposição do avaliado à radiação ionizante. Portanto, não é recomendado principalmente para gestantes e mulheres em idade fértil, assim como pode limitar medições repetidas na mesma pessoa. Além disso, a análise por ativação de nêutrons é de alto custo, requer operadores habilitados e é de calibração difícil (18, 24). Os equipamentos estão pouco disponíveis (somente alguns centros no mundo), limitando a aplicação mais ampla. O método também exige que o avaliado seja colocado em um medidor corporal específico. Entretanto, as unidades portáteis mais novas e leves estão aumentando a disponibilidade da análise por ativação de nêutrons para a avaliação da composição corporal no ambiente clínico (19).

POTÁSSIO CORPORAL TOTAL

A contagem do potássio corporal total é um método tradicional de medir o potássio elementar (Fig. 4). A análise segue o modelo de dois componentes, estimando a MLG e a MG corporal total. O procedimento é semelhante ao da absorciometria radiológica de dupla energia (DEXA) (mostrada adiante), exceto que outra fonte de energia é utilizada e são emitidos raios gama para a contagem do potássio do corpo inteiro. O princípio é que 90% de todo o potássio corporal está localizado dentro da MLG (e como cátion intracelular) e somente 0,012% está presente naturalmente, como isótopo do potássio-40 (^{40}K). O último emite uma quantidade muito pequena, mas ainda detectável, de radiação gama de alta energia (4, 10, 18, 25). A principal suposição do método é que a MLG tem conteúdo de potássio conhecido e constante. Existe discussão entre os pesquisadores sobre a concentração de potássio na MLG e a diferença entre sexos (4, 25). As estimativas mais utilizadas são 66 e 60mmol/kg de potássio em homens e mulheres, respectivamente (18, 25). Aparentemente, os obesos tendem a ter conteúdo mais baixo de potássio na MLG em relação às pessoas magras. Uma explicação para isso pode ser que os obesos têm uma camada mais espessa de gordura. Esta é pobre em potássio, circunda um núcleo rico no mineral (MLG) e absorve um pouco da radiação. Dessa forma, o método pode levar à subestimativa do potássio corporal total e à superestimativa do conteúdo de gordura em obesos (18, 25). Também, o conteúdo de potássio da MLG diminui com o aumento da idade (25). Outro fator que afeta a acurácia do método é a presença de contaminação radioativa no corpo e nas roupas da pessoa, através do gás atmosférico (4, 10). Por esse motivo, recomenda-se que o avaliado tome um banho, lave os cabelos e vista roupas limpas antes de realizar a medida (10).

A análise do potássio corporal total requer um medidor especialmente construído, ajustado com múltiplos detectores de raios gama, interligados a um computador para a coleta e processamento dos dados. Pelo fato dos níveis de radiação gama emitidos de uma pessoa serem baixos, são necessários detectores muito sensíveis para a tarefa. O medidor deve ser grande o suficiente para permitir a entrada de uma pessoa, para ser feita a varredura através da radiação externa. Isso tudo torna o método de alto custo (18, 25). O processo de medição requer cerca de 30 minutos. Os equipamentos mais modernos produzem estimativa do potássio corporal total com acurácia de

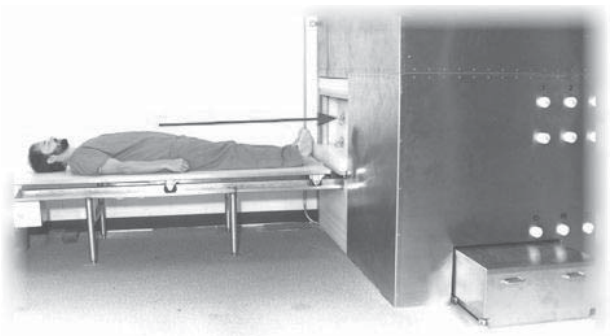


Fig. 3 Análise por ativação de nêutrons. Foto: Baylor College of Medicine, EUA
http://www.bcm.edu/bodycomplab/mainbodycomp. htm

Fig. 4 Potássio corporal total. Foto: Baylor College of Medicine, EUA - http://www.bcm.edu/bodycomplab/k40mainpage.htm

Quadro 5 Pontos fortes e fracos dos métodos elementares

Pontos Fortes	Pontos Fracos
Análise por Ativação de Nêutrons	
• Não é invasivo • Alta acurácia e reprodutibilidade (usado como padrão-ouro) • Mede o conteúdo ósseo • Mede nitrogênio corporal total, permitindo estimativa da massa gorda e muscular • Não necessita de cooperação do avaliado • Apresenta variação mínima intra e inter-avaliador • Avalia tanto desnutridos como obesos	• Alto custo • Pouca disponibilidade • Requer operadores habilitados • Exposição do avaliado à radiação: não é recomendado para gestantes nem para medições repetidas numa mesma pessoa • Calibração difícil
Contagem do Potássio Corporal Total	
• Não é invasivo • Alta acurácia e reprodutibilidade • Não necessita de cooperação do avaliado • Pode ser repetido várias vezes na mesma pessoa • Mede o potássio corporal total, permitindo estimativas da massa muscular	• Alto custo • Pouca disponibilidade • Não é indicado em condições de doenças que alteram o nível de potássio corporal • Calibração difícil • Medidores mais antigos exigem longa permanência (ex: 1 hora) em ambiente fechado

aproximadamente ±3% (25). Apesar da precisão, o alto custo e as limitações inerentes à técnica limitam o uso para a composição corporal. Também, o princípio da técnica reduz a aplicabilidade em várias condições de doença. Outra limitação do método é que poucos equipamentos estão disponíveis no mundo.

DILUIÇÃO DE ISÓTOPOS

A diluição de isótopos é considerada como método de referência para quantificar a ACT. Por isso, é também chamada de hidrometria (5).

A água é o maior componente do corpo humano. Ela compõe aproximadamente 60% e 50% do peso corporal de um homem e de uma mulher adulta, respectivamente. Aproximadamente 90% do peso de recém-nascidos são compostos de água (4, 18, 26). Então, devido à gordura ter pouca água, esta é quase toda encontrada na MLG. Assume-se que a MLG tenha um conteúdo médio de aproximadamente 73,2% de água. Com base nessa hipótese, a medida da ACT permite o cálculo da MG total através da seguinte fórmula (10, 25):

$$\text{Gordura corporal total (kg)} = \text{Peso corporal (kg)} - (\text{ACT} \div 0{,}732)$$

Portanto, o método por diluição de isótopos é um modelo de dois componentes da composição corporal.

Nas técnicas de diluição, a ACT é medida indiretamente. O procedimento típico usa a concentração e o volume conhecidos de uma substância marcadora (um isótopo estável), que é administrada via oral ou parenteral (Fig. 5) (10). Então, é aguardado o tempo de 2 a 4 horas para que o isótopo se equilibre na água corporal da pessoa (período de equilíbrio). Subseqüentemente, uma amostra de sangue, urina ou saliva é coletada. A concentração do isótopo na amostra é analisada por um equipamento que mede a emissão radioativa (18, 25, 26). O cálculo da ACT é baseado na seguinte relação (10): $C_1V_1 = C_2V_2$; onde C_1 e V_1 = concentração e volume, respectivamente, do marcador administrado; C_2 = concentração do marcador na amostra de líquido corporal; V_2 = o volume da ACT.

Dos vários marcadores usados, três são de uso comum: água marcada com trítio (^3H_2O), deutério (^2H_2O) ou o isótopo estável do oxigênio ($H_2{}^{18}O$). Por isso, o método é também chamado de *água pesada*. Desses três, os isótopos de trítio e deutério são os mais usados (4, 10, 18, 25). O trítio é um marcador radioativo. Portanto, não é desejável em pesquisas envolvendo crianças e mulheres em idade fértil ou em estudos que requerem repetição da medida em curto período de tempo (por exemplo, a cada duas semanas ou menos) (10). O isótopo de oxigênio tem a vantagem de ser estável (não-radioativo) e de resultar em medidas acuradas da ACT (18, 25, 26). Entretanto, o custo é maior, comparado aos isótopos de hidrogênio (25). Já o deutério é um isótopo estável (não emite radiação) e tem a massa duas vezes maior do que o hidrogênio comum. Lukaski e Johnson descreveram a medição da ACT usando o deutério (27). Depois de 10 horas de jejum, durante a noite, foram colhidas amostras de sangue e de saliva dos avaliados. Então, foi ingerida uma dose

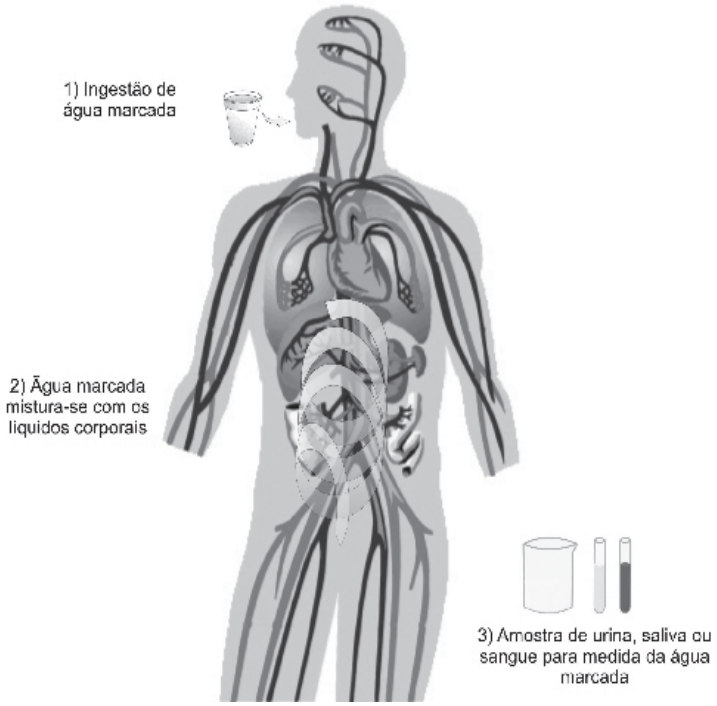


Fig. 5 Modelo esquemático da diluição de isótopos

oral de 10g de deutério diluído em suco de frutas ou água deionizada. Durante as próximas quatro horas, os avaliados permaneceram em repouso. Amostras de sangue foram colhidas 30, 60, 90, 120, 180 e 240 minutos após a ingestão da dose. As concentrações de deutério nas amostras foram determinadas através da absorção por infravermelho.

A concentração de deutério no sangue ou saliva também pode ser determinada por cromatografia gasosa ou espectrometria de massa (10, 18). Portanto, o uso do deutério parece simples, acurado, não-invasivo (caso sejam usadas amostras de saliva e de urina), e conveniente para estudos de campo (4).

Em pessoas saudáveis, os marcadores se equilibram na ACT duas horas após a ingestão e permanecem com concentração constante nas próximas três horas. Em pessoas que apresentam edema, ascite, redução da função renal ou outras formas de acúmulo de água, pelo menos quatro a seis horas podem ser necessárias para o equilíbrio do deutério (3). Pelo fato de ser um isótopo estável, o uso do deutério é seguro e ético, mesmo em crianças e mulheres em idade fértil. A principal limitação do método é o custo do equipamento necessário para medir o deutério e o trabalho tedioso envolvido no preparo das amostras para análise (4, 18, 26).

As três principais fontes de erro na medição da ACT são: a) falha em administrar precisamente a dose medida; b) consumo de líquidos pelos avaliados durante o período de equilíbrio e c) contaminação das amostras pela água atmosférica antes da análise.

O pressuposto básico do método é que os isótopos estão distribuídos de maneira equilibrada na água corporal. Então, o cálculo da MG através da ACT baseia-se na hipótese de que a MLG exibe um conteúdo constante de água, cuja média é de aproximadamente 73%. Este valor está baseado em análises de um número pequeno de cadáveres com resultados reais variando de 67,4% a 77,5% (25). Portanto, as variações podem resultar em erro considerável no cálculo da MG através da ACT, que pré-determina um valor fixo. Parece, também, que as pessoas mais gordas tendem a ter maior conteúdo de água na MLG. Portanto, nesses casos, a MG baseada na ACT será subestimada. Além disso, o método não é válido para indivíduos catabólicos e desnutridos, que apresentam aumento da AEC.

A estimativa da AEC é baseada no mesmo princípio da ACT. Nesse caso, entretanto, o brometo de sódio é usado como marcador, ao invés de um isótopo estável. A substância é solúvel em água e entra nas células em quantidades muito pequenas. Dessa forma, é quase toda distribuída na AEC e excretada na urina. Após o período de equilíbrio, a concentração

de brometo no sangue é usada para determinar a AEC. Com isso, a AIC é estimada subtraindo-se a AEC da ACT. O Quadro 9.6 resume os principais pontos fortes e fracos do método de diluição de isótopos para avaliação da composição corporal.

Quadro 6 Pontos fortes e fracos do método da diluição de isótopos

Pontos Fortes	Pontos Fracos
• Não invasivo, em caso de uso de saliva e urina • Mede água corporal total e estima a massa gorda e magra, a partir disso • Seguro (deutério): pode ser usado em crianças e gestantes e em medições repetidas na mesma pessoa	• Invasivo, em caso de uso de sangue • Trabalho tedioso no preparo das amostras • Não é válido em condições de aumento da água corporal extracelular, como em indivíduos catabólicos e desnutridos • Necessita de avaliador treinado e experiente • Custo relativamente alto

DENSITOMETRIA

A densitometria é a avaliação da composição através da medida da densidade do corpo inteiro (10, 11). A densidade é expressa como massa por unidade de volume. Ela pode ser avaliada através da pesagem hidrostática ou pela pletismografia por deslocamento de ar. O Quadro 7 resume os principais pontos fortes e fracos dos métodos baseados na densitometria para avaliação da composição corporal.

PESAGEM HIDROSTÁTICA

A pesagem hidrostática, ou hidrodensitometria, é uma das técnicas mais populares para a determinação da densidade corporal total (10, 11). Baseia-se no princípio de Arquimedes: "o volume de um objeto submerso em água é igual à água que ele desloca". Então, no caso da massa e do volume de um corpo serem conhecidos, a densidade deles pode ser calculada (4). A partir disso, aplicando-se uma das seguintes fórmulas, pode-se calcular a %MG total:

Siri:	%MG = (4,95 ÷ densidade corporal) – 4,5
Brozek:	%MG = (4,57 ÷ densidade corporal) – 4,142

A hidrodensitometria se baseia no modelo de dois compartimentos. Ou seja, divide o corpo em MG e MLG. Assume-se que a MLG seja constante em condições normais de hidratação e mantém-se sempre na mesma proporção de mineral ósseo para o músculo. O método também assume que a densidade da MG é uma constante de 0,90 g/cm^3 e a da MLG é de 1,10 g/cm^3 (10, 11). As densidades dos tecidos ósseos e musculares são maiores do que a da água (densidade da água destilada = 1,00 g/cm^3), ao passo que a gordura é menos densa do que a água. Então, as pessoas musculosas (baixa %MG corporal) tendem a pesar mais quando submersas em água, comparadas àquelas que possuem maior %MG (28).

O procedimento mais utilizado envolve a medida do peso com o corpo submerso em água e no ar. A diferença entre os dois valores é a *densidade corporal*. Correções devem ser feitas para o volume pulmonar residual, que pode ter até 1 a 2 litros. Também, uma pequena correção (100mL) é feita para o volume de gás do trato gastrintestinal (5). O equipamento necessário para a pesagem hidrostática inclui um tanque, banheira ou piscina, com água suficiente para a submersão total do corpo. Além disso, necessita de balança e cadeira ou armação dentro da água, para o avaliado se sentar (Fig. 6). A água deve estar morna, limpa, clorada e protegida do vento durante o teste (28). O movimento da água pode resultar em flutuações no peso marcado pela balança, afetando o resultado (29). A cadeira deve ser construída para que a pessoa possa se sentar submersa, com as pernas levemente curvadas, e com a água ao nível do pescoço. Pesos são afixados na cadeira, para que a densidade, enquanto submersa, seja de, pelo menos,

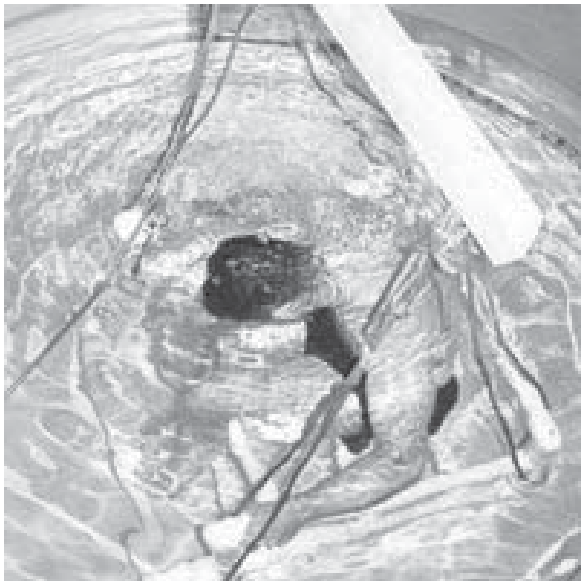


Fig. 6 Pesagem hidrostática. Foto: Charles Sturt University, EUA - http://www.csu.edu.au/faculty/educat/human/facilities/hpl/hpl.htm

3kg para pessoas com adiposidade corporal moderada. E de, pelo menos, 4 a 6kg para as obesas (30). Alguns pesquisadores utilizam uma estrutura na qual a pessoa posiciona-se submersa deitada de bruços, enquanto respira através de um espirômetro (4, 29). A posição resulta em menos movimento do corpo na água. A balança de peso submerso pode estar interligada a um computador. E, com um programa apropriado, pode facilmente determinar o ponto-médio das flutuações e usá-lo como base para os cálculos (4).

Procedimento-padrão (4, 28)

- Obtenção de dados básicos: nome, data, idade, sexo, estatura e peso (em quilogramas) no ar. Registro em formulário. O avaliador deve registrar o peso submerso da cadeira (e qualquer peso afixado a ela) antes da pessoa se sentar. O avaliado deve estar em jejum, vestindo somente roupa de banho e ter urinado e defecado imediatamente antes da pesagem. As bebidas gaseificadas e os alimentos formadores de gases devem ser evitados antes do procedimento. O gás contido no trato gastrintestinal diminui o peso submerso da pessoa.
- Submersão: enquanto confortavelmente sentado na cadeira, o avaliado expira tanto quanto possível e inclina-se lentamente para frente, até que a cabeça esteja completamente embaixo da água. O avaliado deve continuar a pressionar o ar dos pulmões tanto quanto possível. Depois de expirar totalmente, o avaliado permanece imóvel e conta de 5 a 7 segundos antes de retirar a cabeça de dentro da água e respirar. Isso permite tempo para o examinador fazer a leitura do peso na balança. Enquanto na água, o avaliado deve mover-se lenta e cautelosamente para evitar o movimento, que torna a leitura difícil. Quando o avaliado submerge, o examinador pode manter uma mão na balança, para equilibrá-la.
- Registro do peso submerso: são necessários vários ensaios antes que a pessoa se acostume com o procedimento e que seja obtido um peso fidedigno. Um estudo mostrou que foi necessário pesar 9 a 10 vezes cada indivíduo e fazer uma média das últimas três leituras (29). O peso corporal submerso é aquele bruto na água menos o dos equipamentos (cadeira e pesos afixados). A temperatura da água deve ser medida. A densidade da água é determinada através de tabelas-padrão.
- Determinação do volume residual: o volume residual (VR) é a quantidade de ar remanescente nos pulmões após a expiração máxima. Uma pessoa com grande VR irá flutuar mais (terá um menor peso submerso) do que uma com pequeno VR. Embora o VR seja freqüentemente estimado, sempre que possível ele deve ser medido diretamente (28). A medição do VR pode ser realizada através de um espirômetro e de um analisador de nitrogênio (4). Caso não exista equipamento disponível para a medição, o VR pode ser estimado através da capacidade vital do pulmão (31). Esta é medida enquanto a pessoa está na água (4). O VR representa

Quadro 7 Pontos fortes e fracos dos métodos por densitometria

Pontos Fortes	Pontos Fracos
Pesagem Hidrostática	
• Não é invasivo • Alta acurácia e reprodutibilidade (usado como padrão-ouro) • Apresenta variação mínima intra e inter-avaliador • Pode ser repetido várias vezes na mesma pessoa	• Pouca praticidade • Alto custo • Pouca disponibilidade • Requer operadores habilitados e experientes • Exige cooperação, treinamento e capacidade do avaliado • Não é indicado para enfermos, crianças e idosos • Baseia-se na densidade corporal, que pode não ser acurada em atletas, idosos e outros • Gás no trato gastrointestinal afeta os resultados
Pletismografia por Deslocamento de Ar	
• Não é invasivo • Rápido e fácil • Necessita de pouca cooperação do avaliado • Pode ser repetido várias vezes na mesma pessoa • Conveniente para uso em crianças e idosos • Custo mais baixo do que a pesagem hidrostática	• Pouca disponibilidade • Baseia-se na densidade corporal, que pode não ser acurada em atletas, idosos e outros • O gás no trato gastrointestinal, assim como o ar de roupas e cabelo, pode afetar os resultados

aproximadamente 24% da capacidade. Outro método é usar fórmulas específicas (32). Quanto aos gases no trato gastrintestinal, a medição direta é impossível de ser realizada usando métodos convencionais. Dessa forma, é quase sempre estimado o valor de 100mL para adultos (4, 10). O valor é, provavelmente, menor em crianças e maior em pessoas que consumiram alimentos formadores de gases ou bebidas gaseificadas antes da medida (4). O volume do gás gastrintestinal pode variar de 50 a 300mL (10).

- Os cálculos da estimativa da densidade e da %MG são feitos através das fórmulas anteriormente descritas.

A pesagem hidrostática possui várias limitações. O método não é prático para testar um grande número de pessoas em espaço curto de tempo. Os avaliados devem ser cooperativos e estarem capacitados a permanecer submersos e imóveis por tempo suficiente para a obtenção do peso. Isso requer treinamento considerável do avaliado. Aproximadamente 10% a 20% das pessoas têm dificuldade de serem pesadas debaixo da água (10, 26, 33). Por esse motivo, o método não é útil para pessoas enfermas e para algumas crianças e idosos. Também, a técnica requer equipamento especial, experiência e investimento financeiro, diminuindo a praticidade (28). Outro aspecto é que a densitometria baseia-se em vários conceitos, sendo que o mais sensível deles é o uso de densidade constante para a MLG (4, 10, 16). É sabido que vários fatores podem afetar a densidade desse compartimento, alterando a acurácia da medição em 3 a 4% (30). Os atletas, por exemplo, tendem a apresentar os tecidos ósseos e musculares mais densos. Com isso, o método pode subestimar a gordura corporal (possivelmente até com valores negativos). Por outro lado, os idosos podem ter ossos menos densos, superestimando a gordura corporal (4). Outra limitação é que os valores usados de densidade da MLG de adultos podem não ser apropriados para crianças e idosos. Ou seja, as mudanças que ocorrem no crescimento, na maturação e no envelhecimento necessitam de ajustes. Outra preocupação é o gás presente no intestino, cuja quantidade é estimada, e não medida. Com isso, o consumo de alimentos e de bebidas gaseificadas logo antes da pesagem hidrostática pode afetar os resultados. Também, a perda de líquidos durante treinamento intenso, a retenção hídrica antes da menstruação e o grau de expiração forçada enquanto submerso (4) podem alterar a medida da densidade. Apesar desses pontos fracos, a pesagem hidrostática permanece como técnica-padrão para a determinação da densidade corporal e da %MG corporal (18, 26, 28).

PLETISMOGRAFIA POR DESLOCAMENTO DE AR

Como alternativa à pesagem hidrostática, o volume corporal (e conseqüentemente a densidade e a %MG) pode ser medido usando uma técnica conhecida como pletismografia por deslocamento de ar. A pletismografia usa o deslocamento do ar, ao invés da água. O princípio fundamental da técnica é que, quando o avaliado entra na câmara de volume conhecido, o seu volume corporal é igual à redução do volume da câmara (34, 35). Um exemplo de equipamento disponível de pletismografia por deslocamento de ar é o Body Pod® (Fig. 7). O aparelho é construído com fibra de vidro. Consiste de duas câmaras (frontal e traseira), separadas por uma parede, que também serve como cadeira para a pessoa se sentar durante o teste. A pessoa entra e sai pela câmara frontal da unidade através de uma porta dobrável contendo uma grande janela de acrílico. Assim diminui a sensação de enclausuramento. A câmara traseira guarda os instrumentos eletrônicos, um sistema de circulação de ar, válvulas, transformadores de pressão e um circuito de respiração. Fixado à parede que separa as duas câmaras está um diafragma. Quando movido durante a calibração e medição da pessoa, o diafragma altera levemente o volume das duas câmaras. Essas alterações são usadas, com outros valores, para calcular o volume da pessoa. Conectados, mas fora da unidade, estão a balança para pesagem da pessoa e um computador para controle do sistema e coleta, análise e impressão dos dados (18, 34). Para medir com acurácia o volume corporal, é necessário minimizar ou levar em consideração os efeitos do vestuário, cabelos, área de superfície corporal e o volume do gás torácico (pulmões e vias aéreas). Esses podem ser minimizados tendo a pessoa vestida com roupa de banho e usando touca de natação para comprimir os cabelos. A área de superfície corporal é calculada através das medidas acuradas da altura e do peso. O volume de gás torácico é medido durante o passo final do processo de medição (34, 36).

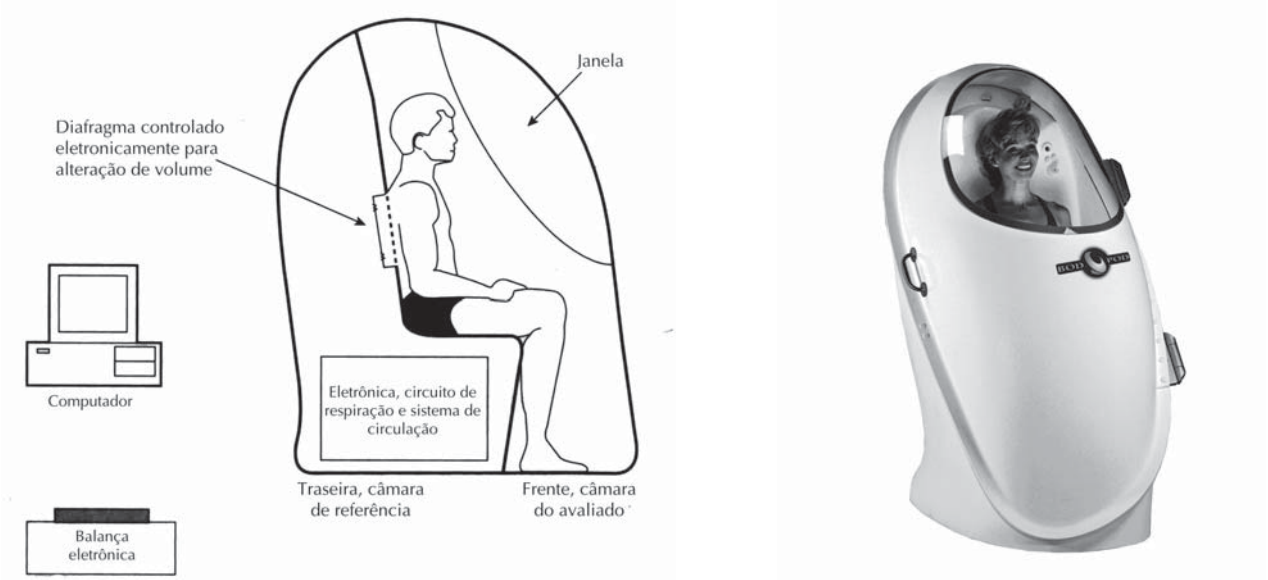


Fig. 7 Pletismografia - BOD POD® Body Composition Tracking System, EUA
Foto: Life Measurement, Inc. - www.bodpod.com e www.lifemeasurement.com

Procedimento-padrão

Depois de ter esvaziado a bexiga e o intestino, a pessoa é pesada na balança do sistema. A altura é medida usando um estadiômetro. Então, é realizado um processo de calibração de dois passos: 1) medição com a câmara frontal vazia e com a porta fechada; 2) medição com um cilindro de calibração de 50 litros na câmara frontal e com a porta fechada. Durante cada passo do processo de calibração, o diafragma, eletronicamente controlado, oscila para trás e para frente, para alterar o volume nas duas câmaras (34). O avaliado entra, então, na câmara frontal. E a porta é fechada. A pessoa deve relaxar e respirar normalmente, enquanto o diafragma oscila para frente e para trás. No final da medição de 20 segundos, a porta é, momentaneamente, aberta e depois fechada. O processo de medição é repetido. Caso as duas medições do volume estejam dentro de 150mL cada uma, elas são aceitas. E o valor médio é usado para os cálculos. Caso as medidas não estejam dentro de 150mL, uma terceira medição é realizada. Qualquer um dos dois valores das três medições que estiverem dentro de 150mL é usado para fazer a média. Para os cálculos, são usadas as diferenças da pressão dentro da câmara frontal quando vazia e quando a pessoa está dentro (34-36).

O passo final é a medição do volume do gás torácico, que inclui todo o ar dos pulmões e das vias aéreas. A porta é aberta e a pessoa recebe um tubo de respiração descartável, o qual está conectado a um circuito de respiração, localizado na unidade da câmara traseira. As narinas da pessoa são fechadas com um grampo nasal. O indivíduo deve respirar calmamente pela boca. A porta é, então, fechada. Depois de várias respirações normais, uma válvula no circuito de respiração fecha-se momentaneamente no ponto-médio de uma exalação. Como previamente instruída, a pessoa comprime e depois relaxa o músculo do diafragma. Isso produz pequenas flutuações de pressão dentro das vias aéreas da pessoa e na câmara, que são usadas para calcular o volume do gás torácico. O volume corporal final é calculado com base na medida do volume inicial, corrigido para aquele do gás torácico. É, também, corrigido para a área de superfície corporal. Dessa forma é, então, calculada a %MG e a %MLG corporais (35, 36).

A composição corporal derivada do Body Pod® tem sido comparada com a de outros métodos, como pesagem hidrostática e absorciometria radiológica de dupla energia (DEXA) (36-39). Em geral, os estudos mostram boa correlação entre os métodos. Entretanto, em algumas situações, a pletismografia parece fornecer estimativas significativamente diferentes da composição corporal. Portanto, mais pesquisas ainda são necessárias (36-39). Apesar de tudo, a pletismografia é uma técnica promissora de análise da composição corporal no ambiente clínico. O mais importante é o fato do método não possuir tantas limitações como a pesagem hidrostática. É razoavelmente rápido e fácil, além de ser muito mais conveniente para uso em crianças e idosos (36, 38, 39). Entretanto, da mesma forma que a pesagem hidrostática, as medições de

volume derivadas da pletismografia por deslocamento de ar baseiam no conceito de que o tecido corporal magro tem densidade constante (18).

ABSORCIOMETRIA

ABSORCIOMETRIA RADIOLÓGICA DE DUPLA ENERGIA (DEXA)

A absorciometria radiológica de dupla energia (DEXA) é um método que avalia, com alta acurácia, a densidade mineral óssea. O teste é amplamente usado para diagnosticar osteopenia e osteoporose. O princípio é que o conteúdo mineral ósseo é diretamente proporcional à quantidade de fótons (energia) absorvida pelo osso (40). No método, os fótons são emitidos em dois níveis de energia. Esses eliminam a necessidade de assumir que a espessura do tecido mole seja constante. Ou seja, permitem a medição do conteúdo mineral ósseo corporal total. O uso de raios-X como fonte dos fótons melhorou a qualidade das imagens e diminuiu o tempo do teste. No sistema, a fonte de fótons está localizada embaixo da mesa que o avaliado deita, e existe um detector oposto acima dela (Fig. 8). A fonte e o detector são conectados, passando raios-X através do corpo, simultaneamente.

Além do mineral ósseo, a DEXA é utilizada para medir a gordura e o tecido magro sem osso, do corpo inteiro ou de regiões (41). As avaliações do corpo inteiro são mais acuradas do que as regionais (5). O princípio é que quando um feixe de raios-X passa através do corpo, ele é atenuado (reduzido na intensidade) em proporção ao tamanho e à composição dos componentes teciduais do avaliado. Os tecidos moles (gordura, tecido sem osso ou sem gordura) restringem o fluxo dos raios-X menos do que o osso. As taxas altas ou baixas de restrição, usadas na DEXA, são determinadas pela proporção de tecidos gorduroso e magro.

Fig. 8 DEXA. Foto: cortesia do laboratório Alphasonic, Curitiba, PR

A DEXA é um método de três compartimentos (massa óssea, magra sem osso e gorda). A segurança é uma das vantagens do método, pois as pessoas recebem baixa dose de radiação, que se compara à radiografia convencional. Com isdo, a aplicação é indicada para indivíduos saudáveis de todas as idades, exceto gestantes. É também relativamente rápida (a exploração do corpo inteiro leva 20 a 35 minutos). Também, o fato de que o procedimento requer pouca cooperação do avaliado a torna um método atraente para crianças, idosos e enfermos. A existência de programas de computador efetivos e fáceis de usar permite o mínimo de treinamento e produzir resultados de alta qualidade (41). As estimativas da %MG corporal através da DEXA foram altamente correlacionadas à pesagem hidrostática (42, 43). Além do posicionamento cuidadoso, que é essencial para alcançar avaliações reprodutíveis, outros preparos especiais, como o jejum, não são necessários para a DEXA. De forma geral, a DEXA é confiável e tem sido considerada próxima ao "padrão-ouro" para a avaliação de três compartimentos da composição corporal (41).

Como qualquer tecnologia relativamente recente, a DEXA possui algumas limitações. A largura da maca e a abrangência do escaner do equipamento podem não ser suficientes para grandes obesos ou pessoas muito altas. Nesse caso, uma técnica alternativa é realizar a varredura de metade do corpo (geralmente lado direito), assumindo simetria bilateral e dobrando o resultado para estimar a composição corporal (5). Outra opção é realizar medidas regionais. Outra limitação é que a DEXA não distingue os compartimentos de água intra e extra-celular. Também, grandes diferenças na hidratação do tecido magro podem, adversamente, afetar a acurácia das medidas da composição corporal. Conseqüentemente, pode existir limitação do uso na avaliação da composição corporal de bebês (que tendem a ter maior grau de hidratação do tecido magro do que os adultos) e de pessoas com alterações agudas ou crônicas na água corporal. As medições podem ser afetadas pela espessura da parte do corpo a ser explorada, possivelmente resultando em diferenças sistemáticas entre pessoas magras e obesas. Além disso, pode afetar a acurácia de medidas seriadas naquelas perdendo ou ganhando peso. Também, a

acurácia das medidas dos tecidos moles regionais pode ser afetada pela presença de osso (especialmente das costelas) e pela calcificação dos tecidos moles (como encontrado na aorta de idosos) (41). Porém, a principal limitação é o valor substancial do equipamento, a necessidade de espaço dedicado à colocação, os custos das medições e o fato do avaliado necessitar se deslocar até o local. Embora a medida seja, em geral, realizada em locais específicos (ex.: Laboratórios de Imagem), o teste está se tornando cada vez mais popular, reduzindo substancialmente os custos.

O Quadro 8 resume os principais pontos fortes e fracos da DEXA na avaliação da composição corporal.

Quadro 8 Pontos fortes e fracos do método da absorciometria

Pontos Fortes	Pontos Fracos
• Não é invasivo • Pouca exposição à radiação; seguro • Relativamente rápido • Mede três compartimentos corporais • Mede o conteúdo ósseo • Não apresenta variação intra e inter-avaliador; confiável; alta precisão • Não exige cooperação do avaliado: atraente para crianças, idosos e enfermos • Não necessita de preparo especial • Exige pouco treinamento do avaliador	• Custo relativamente alto • Não mede a água corporal • Diferentes fabricantes apresentam diferentes resultados • Sofre influência de grandes variações da hidratação (ex: bebês, pacientes graves agudos) • Largura da maca e abrangência do escaner podem não permitir a avaliação do corpo inteiro de grandes obesos e pessoas altas • A espessura de partes do corpo, a presença de osso e a calcificação de tecidos moles podem alterar os resultados

MÉTODOS POR IMAGEM

Os métodos por imagem, para a avaliação da composição corporal, distinguem-se pela capacidade de localização e identificação de massas. O Quadro 9 resume os principais pontos fortes e fracos desses métodos.

TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

A tomografia computadorizada (TC) é uma técnica que produz imagens altamente detalhadas e de corte transversal do corpo (Fig. 9). Embora o objetivo seja primariamente fornecer diagnósticos, a TC é uma ferramenta valiosa para a avaliação da composição corporal. A sua maior aplicação nessa área é a medição do conteúdo regional do tecido adiposo.

O princípio do método é a detecção das diferenças na transmissão de um feixe de raios-X através de tecidos de diferentes densidades (44). Uma fonte de raios-X é colocada alinhada em oposição a um grupo de detectores de radiação. Em alguns equipamentos de TC, o emissor e os detectores rodam em um plano perpendicular à pessoa. Alguns instrumentos têm um círculo total de detectores e somente a fonte de raios-X é móvel (18, 45). Como o feixe de raios-X passa através da pessoa, ele é enfraquecido ou atenuado pelos tecidos do corpo e, eventualmente, é captado pelos detectores. A resposta dos detectores é, então, transmitida para um computador, que também considera o arranjo espacial da pessoa e a irradiação dos raios-X. A partir desses dados, o computador reconstrói a anatomia em corte transversal da pessoa, usando equações matemáticas

Quadro 9 Pontos fortes e fracos dos métodos por imagem

Pontos Fortes	Pontos Fracos
Tomografia Computadorizada	
• Não é invasivo • Alta acurácia e reprodutibilidade • Avalia a localização, além da quantidade dos tecidos e órgãos • Diferencia os tecidos e órgãos corporais	• Alto custo • Disponibilidade relativamente limitada • Exposição elevada à radiação: não recomendado para repetições freqüentes na mesma pessoa, nem exploração do corpo inteiro ou uso em crianças e gestantes • Requer operadores habilitados • Requer cooperação do avaliado, pois a movimentação altera a qualidade dos resultados
Ressonância Magnética	
• Não é invasivo • Alta acurácia e reprodutibilidade, sendo padrão-ouro para a calibração de outros métodos • Avalia a localização, além da quantidade dos tecidos e órgãos • Seguro para crianças e gestantes: a radiação não é perigosa • Produz imagens de alta qualidade: permite o estudo da atividade metabólica de tecidos e órgãos	• Alto custo • Disponibilidade limitada

Fig. 9 Tomografia Computadorizada. Foto: cortesia do Laboratório Alphasonic, Curitiba, PR

adaptadas (18, 45).

Diferente da DEXA, a TC produz análises tridimensionais segmentares dos tecidos-alvos. O método permite medidas de volumes absolutos, diferente da composição proporcional produzida pela DEXA.

A TC é particularmente útil no estudo da deposição relativa de gordura subcutânea e intra-abdominal e seus riscos para a morbidade e mortalidade por doenças cardiovasculares e diabetes (46-48). As imagens produzidas pela TC podem ser usadas para diferenciar os vários tipos de tecidos magros, como o músculo esquelético, a massa visceral ou de órgãos. Também servem para fornecer dados sobre a quantidade e distribuição de tecido adiposo no músculo esquelético, e para diferenciar os ossos cortical e trabecular (18, 49). As estimativas da gordura subcutânea e intra-abdominal através da TC estão estreitamente associadas às medidas diretas realizadas em cadáveres e animais de laboratório (50, 51). A exploração da TC nos três sítios (tórax inferior, abdômen e metade da coxa) foi efetiva na estimativa da massa de gordura corporal em mulheres obesas pré-menopausa (52).

A TC tem algumas limitações para a avaliação da composição corporal. Entre elas está a exposição à radiação. Portanto, não são recomendadas avaliações múltiplas no mesmo indivíduo, nem a exploração do corpo inteiro ou o uso em crianças, gestantes e mulheres em idade fértil. Novas técnicas estão possibilitando a redução da exposição à radiação, sem comprometimento da acurácia da medida (18, 48, 53). O alto custo e a disponibilidade relativamente limitada do equipamento podem ser problemas para o método (10, 18). Portanto, o uso da TC para avaliação da composição corporal é restrito, na maioria dos casos, à pesquisa.

RESSONÂNCIA MAGNÉTICA

A ressonância magnética (RM) é uma tecnologia que permite a representação por imagem do corpo, sem riscos ao avaliado (Fig. 10). Os componentes da composição corporal, estimados pela RM, são essencialmente os mesmos da TC. A diferença primária entre os métodos é a maneira pela qual as imagens são adquiridas. Originalmente referida como ressonância magnética nuclear, a ferramenta baseia-se no fato de que o núcleo de um átomo age como um imã (magneto). Ele tem pólos norte e sul. Por isso, é chamado de *dipolo magnético*. Usualmente, os dipolos magnéticos são orientados ao acaso. Entretanto, quando uma pessoa é colocada em um grande buraco magnético, gerando um campo muito forte, os dipolos tornam-se alinhados em relação ao campo. Caso uma onda de freqüência de rádio seja direcionada para o corpo da pessoa, parte dos núcleos vai absorver a energia da onda e mudar a orientação em relação ao campo magnético. Quando a onda de rádio é descontinuada, o núcleo gradualmente retorna ao estado de equilíbrio (relaxamento) e emite um sinal que pode ser recebido pelo sistema. Esses dados são, então, processados por computador, gerando uma imagem parecida com a TC (10, 18, 44).

O núcleo hidrogênio é particularmente conveniente para a análise, devido à alta concentração e abundância no corpo. E devido à fácil detecção pela RM. Os níveis teciduais de fósforo também podem ser detectados usando o método, permitindo quantificar o ATP, a fosfocreatina e o fósforo inorgânico. Portanto, a RM permite monitorar as funções metabólicas de tecidos e órgãos em resposta a certos tratamentos, incluindo os nutricionais (18, 54). É ferramenta valiosa para a avaliação da massa muscular e distribuição regional

Fig. 10 Ressonância magnética. Foto: cortesia do Laboratório Alphasonic, Curitiba, PR

da gordura. Quando comparada às medidas diretas realizadas em cadáveres, a RM gera resultados acurados do conteúdo de músculo e de tecido adiposo. Em um estudo, o método foi usado para medir o conteúdo de tecido adiposo intra-abdominal, retroperitoneal e subcutâneo em três cadáveres não embalsamados (55). Os cadáveres foram, subseqüentemente, dissecados e o tecido adiposo dos três compartimentos foi precisamente pesado. Comparada aos pesos, a RM mostrou ser uma técnica acurada. Em um estudo similar, a RM foi usada para medir a área de corte transversal do músculo esquelético livre de gordura, do tecido adiposo embutido no músculo (intersticial) e daquele que o circunda (subcutâneo) em aproximadamente 120 braços e pernas de cadáveres (56). Os membros foram, então, cuidadosamente dissecados e os tecidos correspondentes foram pesados. Os valores obtidos da RM compararam-se favoravelmente aqueles obtidos da análise direta. Portanto, a acurácia das medições coloca a RM como padrão-ouro para a calibração de outros métodos designados a medir a gordura corporal e o músculo esquelético *in vivo* (54).

As vantagens da RM são várias. Ela é totalmente não-invasiva e utiliza radiação não-ionizante. Portanto, diferente da TC, a RM é segura para crianças, gestantes, mulheres em idade fértil e para análises repetidas na mesma pessoa. Ela produz imagens de alta qualidade (melhores que a TC), permitindo que a quantidade e a distribuição da gordura corporal sejam estudadas. Também, pode ser usada para o estudo da atividade metabólica de tecidos e órgãos. A RM pode estimar o hidrogênio, o fósforo, o carbono, o fluoreto, o sódio e o potássio (18). Os maiores inconvenientes do método são: disponibilidade restrita e alto custo (10).

ULTRA-SONOGRAFIA

A ultra-sonografia é um método amplamente usado e pode avaliar a composição corporal. A técnica utiliza ondas de sons de alta freqüência, que são produzidas por um cristal elétrico em um transformador (Fig. 11). O ponto-forte da técnica é o transformador (45). Este converte energia elétrica em som de alta-freqüência e, então, transforma o som novamente em energia elétrica. Em outras palavras, ele atua como transmissor e receptor. Quando o transformador é aplicado à superfície corporal, o ultra-som é transmitido para dentro

Fig. 11 Ultrassom. Foto cortesia do laboratório Alphasonic, Curitiba-PR

do corpo na forma de pulsos curtos. Como o ultra-som choca-se perpendicularmente com a interface entre dois tecidos que diferem em densidade (por exemplo, tecido adiposo e muscular), um pouco do som é refletido e recebido pelo transformador. O primeiro reflexo ocorre na interface transformador-pele. Cada interface com o tecido subseqüente resulta em um reflexo, cuja intensidade é reduzida pela profundidade dos tecidos do avaliado. O som refletido é transformado em sinal elétrico, visualmente mostrado em uma tela de vídeo (4, 10, 45). O transformador deve ser aplicado à superfície da pele, com pressão constante e uniforme, para prevenir diferenças na compressão da massa adiposa e de outros tecidos moles (10, 57).

Na maioria dos estudos publicados, a ultra-sonografia foi comparada às pregas cutâneas (58-60). Os resultados não foram uniformes. O motivo pode ter sido as diferenças na instrumentalização, nas técnicas e na interpretação. Também, diferenças nas populações de estudo podem, parcialmente, explicar os resultados conflitantes.

A ultra-sonografia tem várias vantagens. Ela não é invasiva, não é radioativa, é segura e relativamente portátil. Além disso, o método produz excelentes imagens, que podem ficar armazenadas para sempre em papel ou formato eletrônico, para serem reexaminadas no futuro. Pode ser uma técnica mais apropriada para a avaliação de pessoas cujas pregas cutâneas são espessas e/ou difíceis de serem medidas, como os grandes obesos (44, 57). Porém, comparada aos adipômetros, a ultra-sonografia é muito mais cara e

Quadro 10 Pontos fortes e fracos do método da ultra-sonografia para composição corporal

Pontos Fortes	Pontos Fracos
• Não é invasivo • Seguro: não é radioativo • Relativamente portátil • Não necessita da cooperação do avaliado • As imagens podem ser gravadas para uso posterior	• Custo relativamente alto • Requer operadores habilitados e treinados • Validade ainda não bem comprovada

requer maior treinamento e habilidade para a operação e interpretação (10, 44). O Quadro 10 resume os principais pontos fortes e fracos do método da ultra-sonografia, para avaliação da composição corporal.

INTERACTÂNCIA POR INFRAVERMELHO

Os equipamentos de interactância por infravermelho (ex.: Futrex®) são relativamente novos na avaliação da %MG corporal de pessoas (Fig. 12). A técnica vem sendo usada, com sucesso, desde 1965, para determinar a quantidade de gordura, água, proteína e amido de grãos e sementes oleaginosas (10, 61). O princípio do método é que, quando um material é exposto aos raios infravermelhos, a luz é absorvida, refletida ou transmitida, dependendo de suas propriedades de dispersão e absorção (10). Por exemplo, a água, a proteína e a gordura possuem características específicas de absorção de infravermelho, devido à extensão e à curvatura das ligações de hidrogênio com o carbono, o oxigênio e o nitrogênio (61). Então, as informações sobre a composição química (por exemplo, conteúdo de água, proteína e gordura) de um material estão contidas na luz infravermelha refletida dele, que é captada por um espectrofotômetro (10). Então, para a análise da composição do corpo humano foi desenvolvido um espectrofotômetro computadorizado de infravermelho, carregado com bateria. Um dispositivo de luz ou "vara luminosa", que atua como um transmissor e detector de infravermelho, é ligado à unidade através de um fio elétrico. O dispositivo é colocado na pele da pessoa, na área do bíceps, e a luz infravermelha de dois comprimentos de onda é transmitida pela sonda, em direção à pele, com uma profundidade de 4 cm. A luz infravermelha, refletida da pele e dos tecidos subcutâneos, é detectada pela sonda. Isso que é chamado de *interactância*. Então, as estimativas da composição corporal são feitas pela análise de certas características da luz refletida (o formato do espectro da interactância) (10, 61, 62). Teoricamente, o grau de energia emitida e refletida está linearmente associado à água, gordura e proteína do local (bíceps). O instrumento não fornece a medida da espessura da gordura.

Fig. 12 Interactância por infravermelho (FUTREX®). Foto: cortesia da Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR)

Como ferramenta para estimar a composição corporal, a interactância por infravermelho é considerada segura, não-invasiva, rápida e conveniente. Por essas vantagens é que a técnica tem se tornado popular em hospitais, academias e clínicas (63). Entretanto, estudos de validação têm levantado questões sobre a acurácia do método (63-66). Quando comparado com outros (pesagem hidrostática, pregas cutâneas e bioimpedância), a interactância por infravermelho superestima a %MG em pessoas magras (com menos que 8% de gordura corporal) e subestima em obesos (aqueles com mais de 30% de gordura corporal) (63, 66). O motivo de subestimar em obesos pode ser a pouca penetração da luz infravermelha. O método parece ser inferior às medidas por pregas cutâneas e pela bioimpedância (63-67). Portanto, até o momento, não é recomendado para determinação confiável da composição corporal. O Quadro 11 resume os principais pontos fortes e fracos da interactância por infravermelho para a avaliação da composição corporal.

Quadro 11 Pontos fortes e fracos do método da interactância por infra-vermelho

Pontos Fortes	Pontos Fracos
• Não é invasivo • Seguro: não é radioativo • Portátil • Medida rápida e fácil • Custo relativamente baixo	• Validade não comprovada • Subestima a gordura corporal de obesos devido a pouca penetração da luz infravermelha

Procedimento-padrão

- Digitar os seguintes dados, referentes ao indivíduo, no aparelho: sexo, peso atual, estrutura óssea, altura e freqüência da atividade física. A freqüência da atividade física é pré-estabelecida pelo manual de utilização do aparelho;
- Posicionar o indivíduo, que deve estar sentado e com o braço apoiado em uma mesa;
- Localizar o ponto do bíceps a ser avaliado: aferir o ponto-médio entre o acrômio e o olécrano;
- Introduzir o padrão óptico no dispositivo de luz, para zerar o aparelho;
- Posicionar o dispositivo de luz no local da aferição;
- Realizar a aferição duas vezes.

CONDUTÂNCIA ELÉTRICA

A condutância elétrica, usada para avaliar a composição corporal, está baseada na diferença do conteúdo de eletrólito entre a MG e a MLG (18, 68, 69). Os eletrólitos, como sódio, cloreto, potássio e bicarbonato, são encontrados, primariamente, nos tecidos livres de gordura. Já as concentrações desses íons no tecido adiposo são muito baixas. Pelo fato dos eletrólitos presentes na água corporal serem capazes de conduzir eletricidade, a MLG do corpo tem maior condutividade elétrica do que a MG. Essa diferença na condutividade é o fundamento dos dois métodos de avaliação da composição corporal: impedância bioelétrica e condutividade elétrica corporal total.

CONDUTIVIDADE ELÉTRICA CORPORAL TOTAL

O quanto um objeto, colocado em um campo eletromagnético (CE), tende a romper o campo depende da quantidade de material condutor. Pelo fato dos eletrólitos dentro da MLG serem capazes de conduzir eletricidade, o quanto um corpo colocado em um CE rompe aquele campo está estreitamente relacionado à quantidade de MLG (18, 44). O instrumento para medir a condutividade elétrica corporal total (TOBEC) consiste de um fio condutor enrolado em espiral por onde passa uma corrente de radiofreqüência oscilante, que gera um CE. A pessoa é colocada em uma mesa, que entra lentamente dentro da espiral. As mudanças no CE são medidas. Então, compara-se as condições quando a pessoa está dentro da espiral e quando ela está vazia (18). As mudanças são proporcionais à condutividade elétrica total do corpo. Com o uso da análise estatística de regressão múltipla foram desenvolvidas equações que permitem a estimativa da ACT, MLG, %MG e potássio corporal total através dessas mudanças (18). Embora a TOBEC seja favoravelmente comparada com outros métodos de avaliação da composição corporal, o custo altíssimo do aparelho limita o uso.

IMPEDÂNCIA BIOELÉTRICA OU BIOIMPEDÂNCIA ELÉTRICA

A análise da bioimpedância elétrica (BIA) é um dos métodos de avaliação da composição corporal mais comercializados no mundo, tanto para uso na rotina como para pesquisas científicas (70). A BIA não mede diretamente a composição corporal (71). Ou seja, ela a estima, indiretamente, através de medidas elétricas que foram calibradas com base em outros métodos. Portanto, com a BIA, a composição corporal é determinada através de equações matemáticas.

Na BIA, um instrumento eletrônico gera uma corrente alternada, fraca, imperceptível, inofensiva, que passa pelo corpo através de eletrodos. Os eletrodos são pares. No caso tetrapolar (uso de quatro eletrodos) (Fig. 13), um par é o de corrente e o outro é o detector (72). Então, a resistência do corpo à passagem da corrente é medida pelo instrumento. Alguns aparelhos de BIA fornecem, simplesmente, o valor da resistência. Essa é usada (juntamente com a estatura, o peso e o gênero da pessoa) para calcular a ACT, a MLG e a MG.

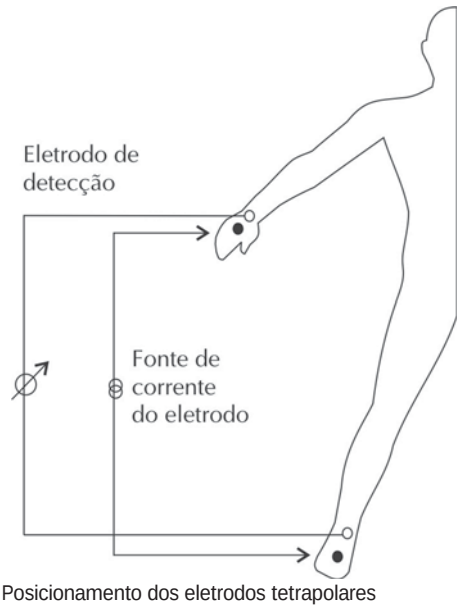


Fig. 13 Posicionamento dos eletrodos tetrapolares

Fig. 14a Analisador de Bioimpedância RJL Quantum 101Q

Fig. 14b Analisador de Bioimpedância Biodynamics 310e

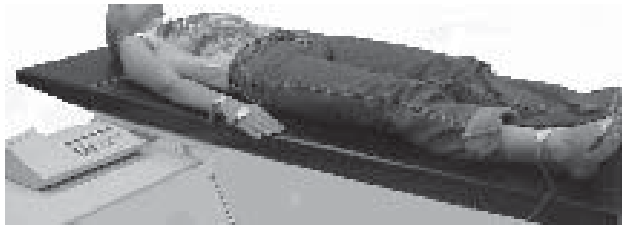


Fig. 14c Posição supina para medida da BIA tetrapolar

Fig. 14 Bioimpedância tetrapolar medida deitada. Fotos: cortesia da Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR)

Fig. 15 Bioimpedância tetrapolar medida em pé: Bioimpedância InBody 720. Foto: cortesia da Ottoboni, Rio de Janeiro, RJ www.ottoboni.com.br

Já os instrumentos mais sofisticados de BIA contêm computador e impressora. Esses são capazes de realizar, automaticamente, os cálculos da composição corporal e fornecer os resultados impressos.

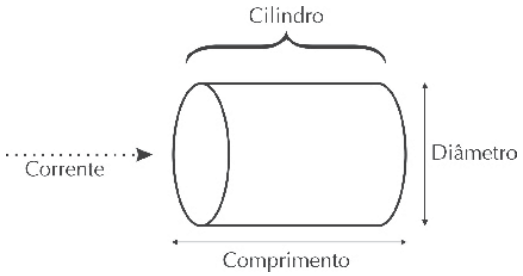
Inicialmente, a impedância era medida somente na posição supina, com o objetivo de espalhar o líquido pelo corpo (Fig. 14). Ou seja, era baseada no princípio de que a gravidade tende a concentrar o líquido corporal nas pernas, quando o indivíduo está em pé. Entretanto, com o uso de equipamentos de multifreqüência e com as medidas segmentares, o avaliado pode ser posicionado tanto deitado como em pé (Fig. 15), dependendo do modelo e orientação do fabricante (5).

Princípio da Bioimpedância Elétrica

O princípio da BIA é a condutividade elétrica. Quando uma corrente elétrica passa através do corpo, ela sofre oposição dos tecidos não-condutores e é transmitida através dos eletrólitos dissolvidos nos líquidos corporais (4, 18, 68, 69). A gordura, os ossos e os espaços preenchidos com ar (como os pulmões) não são bons condutores elétricos (73, 74), pois possuem pouca água e eletrólitos. Embora o tecido adiposo tenha aproximadamente 14% de água, isso é pouco. Dessa forma, ele não é um bom condutor elétrico. Por outro lado, os tecidos que contêm muita água e eletrólitos, como o sangue, os músculos e as vísceras, conduzem bem a corrente elétrica. A oposição do corpo à passagem da corrente também aumenta quando a concentração de íons diminui, a viscosidade dos líquidos corporais e/ou a altura do indivíduo é maior, ou quando o diâmetro do corpo é menor (74, 75). Além disso, outros fatores, como a temperatura e a composição elementar dos íons, podem influenciar na passagem da corrente elétrica.

A oposição à corrente é chamada de impedância (Z) (72, 76). Ela é composta por uma mistura de dois elementos (vetores): resistência (R) e reatância (Xc). Ambos têm as unidades em ohms. R é a oposição da massa corporal extracelular e intracelular ao fluxo da corrente (73). Xc é a oposição adicional devido à capacitância das membranas celulares. Ou seja, Xc reflete a permeabilidade das membranas celulares. Está relacionada com o balanço hídrico extracelular (AEC) e intracelular (AIC). Xc é o inverso da capacitância. Capacitância é a reserva de energia em um circuito com um capacitor. Os capacitores são compostos por dois condutores (placas), separados por um material isolante. No corpo humano, a capacitância ocorre quando regiões de alta condutividade (ex.: AEC e AIC) são separadas por aquelas de baixa condutividade (ex.: membranas celulares) (73). Por isso, o modelo de circuito elétrico pode ser aplicado aos tecidos biológicos ou ao corpo humano.

Dois principais circuitos elétricos são usados para



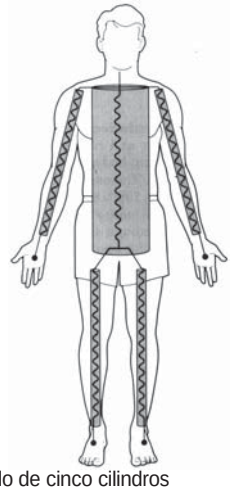


Fig. 16a Modelo de cilindro único
Fig. 16b Modelo de cinco cilindros
Fig. 16 Modelos do corpo como condutores elétricos conectados em série

descrever o comportamento dos tecidos biológicos *in vivo*. Um deles arranja R e a capacitância em *série*, e o outro, em *paralelo*. Um pressuposto principal da BIA é que os trajetos intracelular e extracelular correspondem a um resistor (AEC) e um capacitor (AIC isolada pela parede celular). Ou seja, a AIC e a AEC correspondem aos circuitos elétricos dispostos em série. Entretanto, esse pressuposto parece apresentar uma limitação importante. A configuração em série falha em reconhecer a natureza biologicamente complexa do corpo humano, na qual os trajetos da AIC e da AEC têm configurações elétricas tanto em série como em paralelo (71). Em indivíduos saudáveis, com o estado de hidratação normal, o pressuposto da configuração em série é válido. Mas, pode ser somente devido à alta correlação entre a AIC, a AEC e a ACT. Por exemplo, quando a intercorrelação é quebrada pela infusão de soluções endovenosas (expansão da AEC) ou pelo tratamento diurético (depleção da AEC), o modelo falha em determinar, com acurácia, o volume dos compartimentos de água corporal (75). Portanto, devido ao fato da maioria dos equipamentos de BIA apresentar Z, R e Xc com modelos em série, muitos resultados de pesquisa estão sujeitos a erros (71).

Também, a R e a capacitância podem ser medidas em variações de freqüências (simples ou múltiplas). À freqüência de 0kHz (corrente direta), as "placas biológicas" podem ser carregadas. Porém, não há condução de corrente através do capacitor. Nesse caso, a impedância é composta somente por R, e o caminho da corrente é inteiramente extracelular (77). Dessa forma, a corrente se move através da AEC e ao redor das células e de outros capacitores biológicos, aumentando o comprimento do trajeto elétrico (condutor). Em freqüências médias (50kHz), alguns capacitores são carregados, permitindo pequena quantidade de penetração intracelular de corrente. Isso, efetivamente, aumenta o diâmetro através do qual a corrente está fluindo. A resistência a 50kHz é menor do que a 0kHz, devido ao maior diâmetro e ao menor comprimento do trajeto. Em altas freqüências (>500kHz), a capacitância da membrana entra em curto-circuito, e a corrente toma o trajeto mais direto através do corpo. Nesse caso, a impedância é quase inteiramente feita por R.

Modelos de Freqüência Simples (50kHz)

MODELO EM SÉRIE. O modelo em série de freqüência simples é o mais comum (75). Baseia-se na hipótese de que o corpo é um condutor cilíndrico, de lados iguais e com diâmetro uniforme (Fig. 16a) (78). Na determinação da composição corporal do ser humano, a altura é usada ao invés do comprimento. Entretanto, o pressuposto de que o corpo é similar a um condutor cilíndrico, com diâmetro uniforme, parece ser falso. A tendência atual é visualizar o corpo como cinco cilindros (dois braços, duas pernas e um tronco) (Fig. 16b), com diâmetros variáveis, que são conectados em configuração seriada (73). Entretanto, a resistência é inversamente proporcional ao diâmetro. Por isso, a resistência do corpo todo é fortemente determinada por aquela dos membros, os quais possuem os menores diâmetros. Estima-se que um braço tenha aproximadamente 4% do peso corporal, e uma perna cerca de 17% (73). Porém, quando são usados eletrodos de corpo inteiro (punho-tornozelo), esses membros contribuem com aproximadamente 47% e 50%, respectivamente, da resistência corporal total. O

tronco, por sua vez, que contém aproximadamente 50% da massa do corpo, contribui com somente 5 a 12% da resistência corporal total (79). Por isso, mudanças na região do tronco são dificéis de serem detectadas pela BIA de freqüência simples de corpo inteiro. Também, o pressuposto do corpo sendo um cilindro único assume que ele tenha composição homogênea, com resistência específica e constante em todo o comprimento do condutor, independente da direção do fluxo da corrente. Isso é claramente falso. A composição distinta dos membros em relação ao tronco resulta em diferenças na resistividade específica. Além disso, a resistência de um membro depende se a corrente está trafegando no sentido ou em oposição à direção das fibras musculares (73). Um exemplo que o pressuposto do corpo sendo um cilindro único é falso é a população com doença hepática. A cirrose é uma doença crônica progressiva, caracterizada por infiltração de gordura no fígado, eventualmente levando à ascite. Esta é uma condição na qual o líquido se acumula no abdômen. Na população cirrótica, especialmente nos pacientes com ascite, os resultados da composição corporal, avaliada pela BIA de corpo inteiro e de freqüência simples, comparados aos métodos de referência, foram muito diferentes (80-82). Nos indivíduos sem ascite, o método subestimou a ACT e a AEC em 3% e 4%, respectivamente (82). Já em pacientes cirróticos com ascite subestimou em 14% e 18%, respectivamente. Também, a BIA de corpo inteiro, freqüência simples, detectou somente 18% a 50% do líquido ascítico removido durante a paracentese (80, 82, 83). Portanto, o exemplo demonstra a baixa sensibilidade do método na detecção de mudanças no volume de líquido abdominal.

Outro problema de acurária da BIA de corpo inteiro, frequência simples, é a obesidade. Em adultos com sobrepeso ou obesos, estudos mostraram superestimativa da MLG em aproximadamente 3,4%, e da %MG em 8,2% do peso corporal (84-87). Porém, esse não parece ser um achado constante (86, 88). Embora as diferenças pareçam pequenas, os desvios-padrão da média são grandes, e aumentam quanto maior a obesidade (89). De fato, a concordância entre os métodos aumenta com a perda de peso (85). Outro estudo também mostrou que o pressuposto primário que o corpo é um cilindro único pode não ser apropriado para mulheres com formas corporais desiguais (86). A gravidez é outro exemplo que potencialmente contesta o pressuposto (90). Em resumo, a BIA em série de corpo inteiro, freqüência simples, deve ser usada com cautela em populações nas quais são esperadas mudanças na composição do tronco. O modelo parece apresentar pouca validade na cirrose, particularmente naqueles pacientes com ascite. A validade do método diminui com o aumento da obesidade, e parece melhorar com a perda de peso. Ainda não se sabe se o fato deve-se à adiposidade abdominal. A gravidez também pode diminuir a validade desse método de BIA.

Duas variações na técnica também rejeitam o pressuposto que o corpo é um condutor cilíndrico único. Uma delas é a mudança da posição dos eletrodos de detecção do punho e do tornozelo para o cotovelo e para o joelho (91). Outra é a medição separada da impedância dos membros e do tronco (medições segmentares) (92, 93). As medições feitas no joelho e no cotovelo eliminam a panturrilha e o antebraço do trajeto da corrente. Essa técnica parece melhorar a sensibilidade da BIA para as mudanças no tronco. Devido ao pequeno diâmetro, a panturrilha e o antebraço parecem influenciar negativamente nas medições corporais totais (79, 94). Da mesma forma, a BIA segmentar permite a medição dos braços, pernas e tronco separadamente. Isso aumenta a sensibilidade à pequenas mudanças na resistência do tronco, que não é avaliada no método de corpo inteiro (94). A BIA segmentar será discutida mais adiante, nesta seção.

Outro pressuposto contestado recentemente sobre a BIA em série, frequência simples, é que o volume de líquido do condutor é igual ao do compartimento no qual a corrente trafega (ex.: AEC, AIC ou ACT) (72, 75). A 50kHz, a impedância é uma mistura de resistência e de reatância. Desse modo, assume-se que o caminho do condutor seja uma mistura dos trajetos de ambos, AEC e AIC. Na verdade, parece que a penetração das células é mínima, e que a ACT está fortemente correlacionada com a resistência a 50kHz devido à sua estreita relação com a AEC em estados normais de hidratação (75). Dessa forma, com a BIA em série a 50kHz, a separação dos compartimentos intra e extracelular da água, que ocorre no edema ou na desnutrição protéica, pode produzir erros na estimativa da ACT (75). Um exemplo do efeito da compartimentalização de líquidos corporais, que limita a validade da BIA, é a população com insuficiência renal e os idosos.

O modelo clássico, que divide o corpo em dois compartimentos (MG e MLG), pressupõe que a ACT possa ser usada para fornecer estimativas da MLG e,

conseqüentemente, da MG (95). Assim, pressume-se que a hidratação da MLG seja constante (aproximadamente 73%). Entretanto, isso não é verdadeiro para todas as populações, como gestantes, crianças e adolescentes em crescimento, e indivíduos desnutridos ou enfermos. As crianças, por exemplo, têm maior quantidade de líquido extracelular, em relação ao intracelular, do que os adultos. Os recém-nascidos possuem aproximadamente 81% de água corporal (96). Em uma investigação, a hidratação da MLG foi significativamente maior em crianças obesas, comparadas às magras (79,2% *vs* 76,7%) (97). Mulheres desnutridas, comparadas com controles saudáveis, apresentaram hidratação constante de 75,0% e 72,6%, respectivamente (98). Portanto, o uso de um modelo de dois compartimentos, que avalia a MG e a MLG através da ACT, é somente recomendado para aquelas populações as quais a constante de hidratação seja conhecida, ou que pode ser estimada de maneira razoável. Outra opção para estimar a MLG e MG através dos dados da BIA é o uso da análise de regressão. Nesse caso, um método de referência, como a pesagem hidrostática, é usado no desenvolvimento de equações. Essas podem determinar a MLG ou a MG usando variáveis como resistência, altura, peso, sexo, idade ou outras. Assim, é possível produzir uma equação válida para a população em estudo. Porém, existe limitação da aplicação em qualquer outra população diferente da usada no desenvolvimento das equações (99).

MODELOS EM PARALELO. Os modelos de freqüência simples em paralelo são baseados nos mesmos pressupostos já apresentados, exceto que os trajetos da AIC e da AEC comportam-se como circuitos elétricos em configuração paralela. Como descrito, a presença de circuitos biológicos em série e em paralelo no corpo coloca o modelo em paralelo mais fisiologicamente relevante. Entretanto, devido à maioria dos equipamentos de BIA produzir dados no modelo em série, os equivalentes em paralelo podem ser calculados manualmente (100).

Dois modelos diferentes podem ser construídos a partir dos dados obtidos da BIA de 50kHz (75). Um deles assume que R está associada à ACT, e que Xc está correlacionada à AIC. Como descrito previamente, a penetração incompleta da corrente dentro da AIC à 50kHz leva qualquer equação a falhar em condições de alteração da compartimentalização da água corporal. O outro modelo assume que R está ligada à AEC, e que Xc está associada à AIC. De forma similar às equações de ACT com R a 50kHz, a penetração parcial da corrente na AIC leva a erros na estimativa da AEC quando a compartimentalização da água corporal está anormal. Ambos os modelos podem, entretanto, estimar precisamente a AIC em condições de alteração moderada do equilíbrio de líquido em uma população adulta saudável (75). Comparado ao método da contagem de potássio total, a massa celular corporal foi estimada com acurácia significativamente maior quando os valores medidos de BIA a 50kHz foram transformados em paralelo, ao invés de em série (101).

Modelos de Multifreqüência

Os modelos de multifreqüência são desenvolvimentos mais recentes da tecnologia da BIA. Nessa técnica, é usada corrente elétrica de freqüência múltipla, ao invés da tradicional de 50kHz.

DISCRETA EM SÉRIE. Como já apresentado, a freqüência de 50kHz pode não ser ideal para estimar a composição corporal. A 50kHz, o trajeto elétrico não é unicamente extracelular ou intracelular. Porém, é primariamente extracelular, com alguma penetração intracelular (72, 75). As freqüências baixas, como 1 ou 5kHz, são tipicamente usadas para estimar a AEC, pelo fato da penetração da AIC ser insignificante. Por outro lado, as freqüências altas, como 100 ou 500kHz, são usadas para avaliar a ACT, assumindo que há penetração quase completa da corrente nas células. Um problema particular com o modelo em série é o pressuposto de que as resistividades específicas do líquido extra e intracelular são iguais. Os estudos de validação da BIA de multifreqüência discreta para determinar a ACT ou a AEC em várias populações são inconclusivos quanto às freqüências ideais (102-112). Portanto, até que se tenham estudos adicionais e suficientes, o uso dela para a determinação da composição corporal deve ser visto com cautela.

DISCRETA EM PARALELO. Diferente do modelo de freqüência dupla em série, o paralelo assume que as resistividades específicas do líquido extra e intracelular são diferentes. Pressupõe, então, que a R à baixas freqüências é aquela do líquido extracelular. O modelo também calcula a R do líquido intracelular, que é função das freqüências R baixa e alta. Então, é construída uma equação relacionando AIC para a R intracelular, que permite resistividade separada do líquido intracelular. A substituição do modelo tradicional de resistência em série pelo em paralelo parece estar mais de acordo com a fisiologia

humana. O modelo em paralelo pode, teoricamente, fornecer melhores estimativas da AEC, da AIC e da ACT. Entretanto, o modelo ainda necessita de estudos de validação, principalmente em populações clínicas.

BIOIMPEDÂNCIA POR ESPECTROSCOPIA (BIS). A BIS é uma variação da BIA de multifreqüência, na qual a impedância é geralmente medida sob um grande espectro de freqüências (5 até 1.000kHz). Dois modelos são usados na análise de multifreqüência: Cole-Cole e Hanai.

PARALELO DE COLE-COLE. Como já apresentado, o trajeto da corrente primária à baixas freqüências é a AEC. E , à altas freqüências, é a ACT. Entretanto, existem dúvidas sobre a capacidade dos equipamentos de BIA gerar freqüências confiáveis muito baixas ou muito altas (113). Em aparelhos de BIS, usando o modelo Cole-Cole, os dados de impedância de multifreqüência são matematicamente modelados para reduzir a influência de erros à baixas e à altas freqüências. Nesse modelo, o corpo é visualizado como um circuito elétrico, com trajetos intra e extracelulares em paralelo, e com membranas celulares que servem como capacitores para o trajeto intracelular. Quando a resistência e a reatância em todas as freqüências geradas pelo equipamento de BIS são cruzadas entre si, é formado um ponto de localização de impedância. Este ponto é formatado como um semi-círculo (arco-íris), com um centro voltado para o eixo X entre dois pontos imaginários. Os dados no centro da curva, os quais são das freqüências médias, são mais intensamente dispostos na determinação da curva. Então, qualquer ponto extremo às baixas e altas freqüências é removido, e é fornecido o melhor dado quanto à AEC, ACT e AIC.

Poucos estudos avaliaram a exatidão e a acurácia da BIS com o modelo Cole-Cole em adultos saudáveis. Um estudo comparou as disposições dos eletrodos, de corpo inteiro e proximal (joelho-cotovelo) (113). A posição proximal teve excelentes resultados para a ACT e para a AEC. Estudos também avaliaram a exatidão e a acurácia da BIS com o modelo Cole-Cole em adultos saudáveis submetidos à desidratação aguda (114, 115). Entretanto, a BIS com o modelo Cole-Cole parece ser tão insensível quanto a BIA para o acúmulo de líquido no tronco (81). Portanto, seu uso na avaliação individual de pacientes cirróticos com ascite exige cautela.

A BIS segmentar, usando o modelo Cole-Cole, tem focado mais na medição de mudanças na AEC do corpo todo ou regional, e na compartimentalização de líquidos corporais totais. Em pacientes antes e depois do procedimento de diálise peritoneal, a BIS segmentar foi capaz de detectar precisamente os volumes de líquido na cavidade peritoneal (116). Em outro estudo, os parâmetros da BIS em indivíduos saudáveis foram medidos a cada 5 minutos após terem se deitado, num total de 50 minutos de medição (117). Os autores concluíram que, nessas condições, a metodologia segmentar fornece melhor estimativa da água corporal do que o método de corpo inteiro. Em resumo, a BIS segmentar pode ser o método de escolha para a medição de mudanças no volume de líquido ou alterações em sua compartimentalização.

PARALELO MISTO DE HANAI. O modelo Cole-Cole de multifreqüência estendeu-se da aplicação da teoria de Hanai *in vitro* para sistemas *in vivo* (77). A teoria da mistura descreve o efeito que uma concentração de material não-condutivo tem sobre a resistividade aparente do líquido condutor ao seu redor (77). Do modelo *in vitro* foi criado um *in vivo* (Hanai), com vários pressupostos sobre a concentração de elementos não-condutivos na AEC e na AIC. E as proporções corporais relativas da perna, do braço, do tronco e da altura. Além disso, o modelo usado empiricamente determinou valores para as constantes requeridas de resistividade. Então, o modelo de Hanai é um aperfeiçoamento do Cole-Cole através da explicação dos efeitos das substâncias não-condutivas na água corporal, da remoção de especificidade da população encontrada nas equações lineares de Cole-Cole e da melhora da sensibilidade às mudanças hídricas do corpo (118). Infelizmente, vários estudos mostram que as constantes de resistividade não são, provavelmente, constantes (119, 120). Um estudo mostrou que o modelo exagera na correção para efeitos mistos durante situações de distúrbios agudos na compartimentalização da água em adultos saudáveis (75). Outros estudos, entretanto, apoiam seu uso em populações normais, saudáveis, sem grandes alterações na compartimentalização da água corporal (121).

Pesquisas de validação do modelo Hanai da BIS mostram, geralmente, acurácia na análise de grupos. Porém, o modelo mostra-se deficiente a nível individual. A acurácia na determinação da AEC e da AIC através do modelo não está bem estabelecida. A maioria dos estudos mostra diferenças significativas entre os volumes medidos por diluição e aqueles determinados pela BIS (77, 121-123). Parte da baixa acurácia usando o modelo Hanai é provavelmente devido às

violações dos pressupostos de constância em valores de resistividade específica (70, 119, 120).

Um estudo sugeriu que não existe diferença entre os métodos Cole-Cole e Hanai, em comparação à regressão simples, em populações saudáveis sem alterações significativas na compartimentalização da água corporal (124). Entretanto, vários outros estudos mostraram falhas no modelo Cole-Cole para determinar, com precisão, os volumes de água em condições de desidratação aguda e grave. Eles sugerem limitações para o Hanai também (114, 115). Outras investigações utilizando a BIS com o modelo Cole/Hanai foram publicadas em diferentes populações (125-131). Os compartimentos de líquidos avaliados na maioria dos estudos foram altamente e significativamente correlacionados. Apesar disso, somente um estudo (125) mostrou que a BIS estimou precisamente a ACT e a AEC. Nos demais estudos, a ACT foi significativamente subestimada ou superestimada (128, 132). Em comparação à BIA de freqüência simples, a BIS usando o modelo Cole/Hanai mostrou pequena ou nenhuma vantagem na estimativa tanto do potássio corporal total (127) como dos compartimentos de líquidos, especialmente ACT (128, 130). Portanto, a BIS Cole/Hanai parece oferecer vantagem sobre a BIA de freqüência simples somente para a medição da AEC.

A razão dos problemas da BIS ainda não é conhecida. O erro pode estar relacionado às mudanças relativas na compartimentalização de líquidos, comuns em muitas condições clínicas. O erro na determinação da ACT pode, também, estar relacionado ao uso de altas freqüências, necessárias para separar os compartimentos de AEC e de AIC. É sabido que as altas freqüências são instáveis em alguns instrumentos (93).

Impedância com Análise Segmentar

O sistema convencional de BIA utiliza quatro eletrodos, posicionados em membros superiores e inferiores. E o indivíduo é medido em posição deitada. Entretanto, alguns aparelhos são baseados na impedância segmentar, perna-a-perna ou mão-a-mão. No modelo segmentar perna-a-perna, por exemplo, os eletrodos estão colocados em um suporte de pés de aço inoxidável, acolchoados, na superfície da plataforma de uma balança portátil (ex.: Tanita®) (Fig. 9. 17). Nesse modelo, o indivíduo sobe na balança com os pés descalços, com o objetivo de pesar e de medir a impedância. Após digitar os dados de altura e sexo, a %MG é exibida automaticamente. Embora esses equipamentos sejam atrativos como alternativas para o modelo da BIA de corpo inteiro, eles ainda podem resultar em erros significativos. Os estudos em adultos resultaram em super ou subestimativa da %MG, em comparação aos métodos de referência ou à BIA de corpo inteiro (133-137). Os resultados foram semelhantes usando o modelo perna-a-perna, realizado em crianças e em adolescentes (136, 138-140). Ou seja, os estudos indicam pouca concordância entre os métodos a nível individual. O motivo pode ser, em parte, a distribuição da gordura corporal. Por exemplo, no modelo perna-a-perna, a corrente elétrica se desvia do tronco e, então, a %MG é subestimada naqueles com obesidade andróide. De fato, em um estudo, a BIA perna-a-perna subestimou a %MG mais em meninos do que em meninas, e a tendência entre os métodos foi relacionada com a razão cintura-quadril (138). Isso indica que a BIA perna-a-perna subestimou a %MG naqueles com obesidade andróide (meninos). Já em outro estudo, a BIA perna-a-perna superestimou a %MG em meninas e em mulheres, mas não em meninos e em homens (136). Já a BIA mão-a-mão mede somente a impedância da parte superior do corpo, e assume que a quantidade de água dos braços é representativa da ACT (134). Com o aumento da idade, entretanto, a quantidade de gordura corporal no tronco se eleva (141). Esse fato não é considerado na medida da impedância segmentar. Lukaski avaliou a MLG da coxa de mulheres antes e depois da perda de peso, usando a BIA de freqüência simples, e comparou à DEXA (142). O estudo concluiu que a BIA segmentar

Fig. 17a Analisador de Composição Corporal Tanita TBF-310GS (www.tanita.com)

Fig. 17b Analisador de Composição Corporal Omron – HBF-306

Fig. 17 Bioimpedância bipolar. Fotos: cortesia da Cardiomed, Curitiba, PR - www.cardiomed.com.br

foi útil. Porém, não foi acurada para rastrear mudanças na composição corporal. Outro estudo também comparou a BIA de freqüência simples, de corpo inteiro e a segmentar, com a DEXA, para a determinação da MLG de mulheres normais e com sobrepeso (143). O resultado foi maior para a medida do braço, perna e tronco do que do corpo inteiro. Em resumo, o modelo da BIA em série, de freqüência simples, utilizando a colocação de eletrodos segmentares, parece não avaliar, com acurácia, a composição corporal regional. Isso pode ser devido, em parte, à localização anatômica dos eletrodos. Também, os estudos usaram metodologias não padronizadas quanto à localização dos eletrodos de detecção de voltagem, resultando em configuração de campo elétrico diferente para cada segmento (92). Isso, provavelmente, afetou os resultados. A acurácia da BIA segmentar pode ser influenciada pela mudança no volume da AEC, geralmente dos membros para o tronco, que ocorre quando os indivíduos deitam-se depois da posição em pé (117). Com isso, os resultados podem diferir, dependendo do período de tempo da mudança de posição do indivíduo, de pé para a deitada. Enfim, para a medição da BIA segmentar, ainda não existe um consenso sobre as localizações anatômicas dos eletrodos de detecção de voltagem e o período de tempo necessário para a posição deitada.

Em resumo, até que equações sejam validadas e que as diferenças na distribuição da gordura sejam incorporadas nos modelos de BIA perna-a-perna e mão-a-mão, suas aplicações a nível individual ainda estão limitadas.

Análise do Ângulo de Fase

O uso dos dados crus da BIA tem ganho popularidade na avaliação e no monitoramento do estado nutricional dos pacientes. As propriedades elétricas puras dos tecidos estão associadas com mudanças na integridade da membrana celular e com alterações no balanço hídrico. A principal vantagem do uso da resistência (R) e da reatância (Xc) de maneira isolada é a não necessidade de equações ou modelos de análise da composição corporal. Com isso, pode ser descartado o pressuposto principal que a hidratação é constante. Já que o fato é improvável em muitas situações clínicas. Os resultados também não são tendenciosos em virtude da escolha da equação de regressão, acurácia do método selecionado para comparação, ou pela população usada como referência.

Clinicamente, o ângulo de fase é uma ferramenta estabelecida de diagnóstico de desnutrição, e de prognóstico clínico. O ângulo de fase refere-se a representação em arco tangente, formado pela divisão da reatância pela resistência (Fig. 18). Ele pode ser calculado diretamente de R e Xc: ângulo de fase (graus) = arco da tangente (Xc/R) x $180^{o}/\pi$. O ângulo de fase pode variar de 0 a 90 graus. O resultado expressa mudanças na quantidade assim como na qualidade da massa tecidual mole. Um ângulo de 0 grau significa que só existe resistência no corpo (ex.: só líquidos, sem membranas celulares). Já o ângulo de 90 graus é o oposto: só existe capacitância (ex.: só membranas celulares, sem líquidos). Portanto, o ângulo de fase, por um lado, é dependente do comportamento da capacitância dos tecidos (Xc), associado com a qualidade, tamanho das células e integridade da membrana celular. De outro lado, está dependente do comportamento da resistência (R), que reflete, principalmente, a hidratação tecidual. O ângulo de 45 graus reflete quantidade igual de resistência e de capacitância. Um indivíduo saudável, dependendo do sexo, tem, em média, 4 a 10 graus. Valores de referência específicos para sexo e idade foram publicados para adultos saudáveis (144, 145) e para crianças e adolescentes (146). Entretanto, os resultados tiveram variações consideráveis. Em geral, os resultados baixos podem estar associados à morte celular ou à alteração na permeabilidade da membrana. Por outro lado, resultados elevados podem estar associados com aumento da massa celular do corpo (maior quantidade de membranas celulares intactas).

Em um estudo, o ângulo de fase foi demonstrado ser o melhor preditor simples de sobrevivência entre 12 parâmetros clínicos e de BIA, examinados em indivíduos infectados por HIV (147). O ângulo de fase foi melhor até mesmo do que a contagem de $CD4^{+}$. Dados semelhantes foram observados em pacientes em diálise peritoneal, sendo que a sobrevida teve melhor resultado com ângulo $\geq 6^{o}$ (148). Um estudo alemão coletou dados de referência do ângulo de fase, estratificado por idade, sexo e IMC, de 15.605 crianças e adolescentes e de 214.732 adultos (146). O sexo e a idade foram os principais determinantes do ângulo de fase em adultos. Os homens e os indivíduos mais jovens apresentaram os ângulos de fase mais altos. Em crianças e adolescentes, a idade e o IMC foram os principais determinantes do ângulo de fase. Diferentes populações apresentaram diferenças consideráveis entre os valores de referência

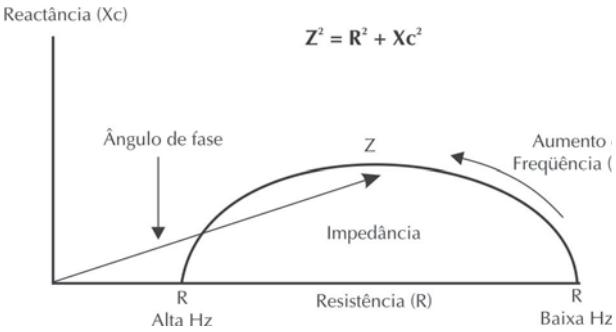


Fig. 18 Esquema gráfico do ângulo de fase

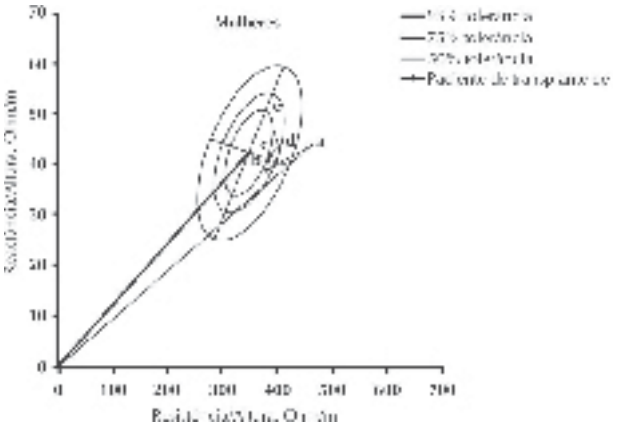


Fig. 19 Esquema gráfico da análise do vetor da impedância biolétrica (BIVA). Exemplo de um paciente após transplante de pulmão (76)

do ângulo de fase. As diferenças não foram explicadas pela idade ou pelo IMC. Porém, pode ter ocorrido em virtude do uso de equipamentos diversos na análise da impedância. Os valores de referência foram aplicados em grupos de pacientes. Em cirrose, a prevalência do ângulo de fase baixo foi maior conforme a piora da doença. Porém, não houve diferença naqueles pacientes com síndrome metabólica. Os autores concluíram que existe, provavelmente, necessidade de levantamento de valores de referência do ângulo de fase para populações específicas, e também para cada tipo de equipamento de BIA.

Análise do Vetor da Impedância Bioelétrica

Além do ângulo de fase, outra análise potencial para o diagnóstico e prognóstico das reservas corporais é a dos vetores. O método é chamado de BIVA (*bioelectric impedance vector analysis*) e foi proposto por Piccoli et al (149). *Vetor* é um segmento de reta orientado. Os vetores da impedância são a resistência (R) e a reatância (Xc). Quando R e Xc são colocados em um gráfico, após padronização para altura e para diferentes doenças e condições, formam-se agrupamentos distintos (exemplo da Fig. 19). Os vetores de um indivíduo podem, então, ser comparados com as elipses de tolerância de referência de 50%, 75% e 95%, calculadas para a população saudável do mesmo sexo e raça. A elipse varia com a idade e tamanho corporal. Vetores abaixo da elipse de tolerância de 75% indicam impedância tecidual anormal, que podem ser interpretados da seguinte forma (76):

- O deslocamento dos vetores em paralelo ao maior eixo das elipses de tolerância indica mudanças progressivas na hidratação (desidratação com vetores longos, fora do pólo superior; retenção hídrica com vetores curtos, fora do pólo inferior);
- Os vetores posicionados acima (esquerda) ou abaixo (direita) do maior eixo das elipses de tolerância indicam, respectivamente, mais ou menos massa celular corporal contida nos tecidos magros.

Uma grande vantagem é que a análise dos vetores permite a avaliação direta da impedância, não dependendo de equações ou modelos. A BIVA é somente afetada pelo erro de medida da impedância e pela variabilidade biológica dos indivíduos (76). Entretanto, mais estudos ainda são necessários para a validação da BIVA no diagnóstico da composição corporal.

Pontos Fortes e Fracos da Impedância Bioelétrica

O Quadro 12 apresenta os principais pontos fortes e fracos da BIA. O método tem várias vantagens: é seguro, relativamente não oneroso, exige pouca manutenção, é portátil, rápido, não-invasivo e necessita de pouco treinamento do operador (99). Os resultados estão disponíveis imediatamente, e as medidas podem ser repetidas quantas vezes forem desejadas (70). Em geral, a BIA resulta em determinação acurada da composição corporal de adultos saudáveis e sem distúrbios no estado de hídratação. Comparada às pregas cutâneas, a BIA tem a vantagem de necessitar de menos treinamento e experiência do avaliador para realizar as medições.

Entretanto, apesar das vantagens práticas, várias situações, principalmente clínicas, não apoiam o uso da BIA. A concordância entre os vários modelos e os métodos de referência apresentam resultados muito diferentes. A tecnologia parece válida em adultos saudáveis, jovens e em condição hídrica normal. Entretanto, a aplicabilidade clínica, quer seja o modelo de frequência simples como o de multifreqüência (discreta ou BIS), em série ou

Quadro 12 Pontos fortes e fracos do método da bioimpedância elétrica

Pontos Fortes	Pontos Fracos
• Não é invasivo; seguro • Portátil • Prático, simples, rápido • Alta reprodutibilidade e acurácia em pessoas saudáveis • Custo relativamente baixo • Estima água intra e extracelular • Treinamento fácil do avaliador; não exige experiência • Apresenta variação mínima intra e inter-avaliador • Exige pouca manutenção	• Sofre influência do estado de hidratação • Não mede conteúdo ósseo • Não detecta variações no volume hídrico da cavidade abdominal (ascite) • Não detecta variações na geometria corporal (gestantes, obesidade andróide) • Não foi validado para várias populações enfermas ou especiais • Usa equações de regressão para estimar a composição corporal • Disponibilidade muito grande de diferentes equipamentos • Equipamentos, geralmente, não revelam as equações ou modelos matemáticos utilizados • Aplicação mais indicada para grupos do que para indivíduos

paralelo, de corpo inteiro ou segmentar, parece estar indicada mais para a avaliação de grupos. A aplicação também é problemática em indivíduos com alterações na geometria corporal ou na compartimentalização hídrica. Infelizmente, há quase tantas diferentes equações para calibração da BIA de freqüência simples quanto há estudos sobre o assunto, tornando a literatura confusa. Os resultados também são confusos, devido ao fato de que muitos estudos apresentam altas correlações entre a BIA e os métodos de referência. Entretanto, as pesquisas devem ser interpretadas com cuidado, pelo fato da maior parte dos componentes de interesse, incluindo ACT, AEC, AIC e MLG, estar intercorrelacionada entre si (150). Ou seja, o fato pode resultar em correlações aparentemente fortes. Na verdade, as correlações podem ser indiretas ou secundárias em um corpo saudável e estável. Porém, em condições de doença, elas se alteram. Além disso, a alta correlação com outros métodos de referência não necessariamente significa boa concordância. Isso limita o uso em indivíduos isolados. Por fim, o excesso de equipamentos, modelos e equações torna difícil avaliar a verdadeira validade da técnica *in vivo* (151). Atualmente, não existe consenso sobre quais parâmetros elétricos e biológicos que as técnicas de impedância medem (72), e quais modelos eletrofisiológicos melhor descrevem o corpo humano *in vivo* (18, 118). Ainda por cima, muitos dos aparelhos comerciais não revelam quais modelos matemáticos ou equações são utilizados. Alguns instrumentos também podem ter limitações no seu desenvolvimento, afetando a exatidão e a acurácia. Por exemplo, um teste com instrumentos de BIA revelou que muitos não estavam capacitados para gerar, com confiança e acurácia, a freqüência fornecida (152). Outra limitação da BIA e da BIS é a sua sensibilidade às condições fisiológicas e ambientais. Uma das limitações primárias é o uso de equações de regressão que se baseiam na ACT para determinar a MLG e a MG (18, 44). Em tentativa de melhorar a acurácia, estudos incluíram várias variáveis no desenvolvimento das equações, como: impedância (ou resistência), altura, idade e peso. A inclusão dessas variáveis, provavelmente, ajusta para a complexidade geométrica e as diferenças antropométricas no formato, tamanho e composição do corpo (99). Entretanto, embora possam melhorar a acurácia, esses ajustes podem limitar a possibilidade da equação ser aplicada em qualquer outra população, que não seja aquela na qual foi desenvolvida (99). Alguns pesquisadores defendem o desenvolvimento de modelos que sejam universais (77, 99). Mas o debate deve continuar, já que os métodos de impedância falham em detectar, com acurácia, as mudanças biologicamente relevantes na composição corporal dos indivíduos (73). A maior prioridade ainda é a identificação das variáveis e das condições que contribuem ou afetam a medida. As condições clínicas, por exemplo, podem ter vários graus e estágios de gravidade, e cada um deles precisará ser explorado.

Procedimento-padrão

Nos métodos de BIA, é assumido que as pessoas estejam em estado normal de hidratação. Por exemplo, a desidratação, que pode ser causada pela ingestão insuficiente de líquido, o excesso de transpiração, o exercício pesado ou a ingestão de cafeína e álcool (que estimulam a diurese) resultam em superestimativa da massa gordurosa. Várias avaliações foram realizadas para definir condições ideais para o teste (73, 153). Isso porque a impedância parece ser sensível, também, à ingestão de líquidos e de alimentos, tempo da posição recumbente durante as medições, grau de flexão dos membros, e temperatura do ambiente e corporal (73, 79). O contato com equipamentos elétricos grandes,

camas de metal, jóias e vidros pode interferir com as medições da impedância, particularmente as de altas freqüências (73). Então, a acurácia da estimativa da água corporal é dependente não somente da validade da equação usada, mas também da padronização das condições durante o teste. Essas devem ser semelhantes àquelas que foram usadas para o desenvolvimento das equações. O procedimento-padrão da BIA, em geral, segue os seguintes passos:

- Solicitar que o avaliado esvazie a bexiga;
- Medir a estatura e pesar o avaliado;
- Deitar o avaliado em decúbito dorsal, em posição confortável, relaxado, sem calçado e meia no pé direito, e sem relógio, pulseiras ou afins na mão direita. As pernas e os braços devem estar afastados do corpo em ângulo de 45º. As mãos devem ficar abertas e apoiadas na maca. A temperatura da sala deve estar normal;
- Ligar o aparelho e digitar os seguintes dados: sexo, idade, peso e altura;
- Limpar a pele, com álcool, nos pontos anatômicos da mão, pulso, pé e tornozelo direitos, onde serão colocados os eletrodos;
- Os *clips* vermelhos devem ser colocados próximos ao coração, enquanto os pretos são distais;
- Realizar a medida. Esta pode ser repetida três vezes.

Para melhorar a acurácia do teste, o avaliado deve seguir algumas recomendações prévias:

- Evitar o consumo de cafeína (café, chás, bebidas à base de cola, chocolate) nas 12h antecedentes ao teste, e de bebida alcoólica 24h antes;
- Suspender medicação diurética 24h antes do teste, exceto no caso de indivíduos hipertensos, que devem estar sob rigoroso controle médico;
- Não realizar refeições pesadas quatro a cinco horas antes do teste. É recomendado o jejum de pelo menos duas horas. É ideal realizar a aferição em jejum de 8 horas, pela manhã;
- Não realizar atividades físicas intensas no mínimo de 12 horas antes do teste;
- O teste não pode ser feito em pacientes portadores de marca-passo, e não é recomendado para mulheres que se encontram no período pré-menstrual.

ANTROPOMETRIA

A antropometria é um método não-invasivo, não-oneroso e de fácil execução. Embora não seja específica, ela pode ser utilizada para estimar a composição corporal. Um aspecto importante da antropometria é que, para ser útil, ela depende completamente da habilidade do avaliador, que deve executar as medidas de maneira cuidadosa, padronizada e reprodutível. Portanto, qualquer avaliador deve, primeiramente, ser bem treinado.

Mesmo com os novos métodos sendo introduzidos, a antropometria mantém sua utilidade quando usada para prever a composição corporal total e regional. Em grandes estudos, é freqüentemente necessário prever a composição corporal através de variáveis fáceis, práticas e de baixo custo, como a antropometria.

Com o uso da antropometria, a previsão da composição corporal requer equações de regressão. Possíveis variáveis antropométricas preditoras incluem o peso, a estatura, as circunferências e as pregas cutâneas. As equações podem ser excelentes para fornecer estimativas da composição corporal de um indivíduo ou grupo. Entretanto, elas não são confiáveis e nem acuradas para avaliar as mudanças na composição corporal. O Quadro 13 resume os principais pontos fortes e fracos do método da antropometria na avaliação da composição corporal.

Quadro 13 Pontos fortes e fracos do método da antropometria

Pontos Fortes	Pontos Fracos
• Não é invasivo • Prático, simples, rápido • Baixo custo • Treinamento relativamente fácil do avaliador • Apresenta acurácia moderada	• Sofre influência do estado de hidratação • Não mede o conteúdo ósseo • Não mede a água corporal • Apresenta variação intra e inter-avaliador • Baixa acurácia em obesos

PREGAS CUTÂNEAS E CIRCUNFERÊNCIAS

As pregas cutâneas são métodos bem estabelecidos para estimar a gordura corporal (17, 154). As circunferências do corpo também servem como medidas indiretas. A gordura subcutânea é uma estimativa razoavelmente confiável da gordura total, já que praticamente metade do conteúdo de tecido adiposo do corpo é encontrada na camada subcutânea. As técnicas, os sítios e os cuidados para a coleta das pregas cutâneas e das circunferências corporais foram apresentados no texto de Antropometria. A

Fig. 20 apresenta os principais sítios das medidas antropométricas.

Embora existam métodos mais acurados para a avaliação da composição corporal, as pregas cutâneas e as circunferências têm vantagens: os equipamentos necessários são relativamente baratos, portáteis e requerem pouco espaço. E as medidas são fáceis e rapidamente obtidas. Quando corretamente realizada, a antropometria fornece boa estimativa da composição corporal. Outra vantagem é a disponibilidade de dados de referência de grandes estudos populacionais. Esses fornecem padrões para a interpretação dos resultados. Entretanto, a estimativa da composição corporal através da antropometria envolve várias condições, que nem sempre são alcançadas (17). Por exemplo, devido às diferenças na compressibilidade das pregas cutâneas, mesmo que o medidor do adipômetro tenha sido padronizado, espessuras similares do tecido adiposo podem apresentar diferentes leituras (17). Ao contrário, as diferenças na compressibilidade podem apresentar leituras similares em pregas cutâneas de diferentes espessuras (155). Entre todas as condições consideradas, essa provavelmente tem o maior potencial de ser fonte significativa de erro (17). Dessa forma, o tecido adiposo, como um todo, pode ser mais bem avaliado através da medida de vários sítios de pregas cutâneas. O mínimo de três é recomendado (17, 156). Os sítios dos membros inferiores também podem ser incluídos nas fórmulas.

O tecido adiposo pode ser dividido em porções externas (ou subcutânea; a que está diretamente sob a pele) e internas (dentro e ao redor dos músculos e circundando os órgãos) (157). O único dado direto sobre a relação entre o tecido adiposo externo e o interno vem do CAS. Nesse estudo, foi mostrado que cada quilograma de tecido adiposo subcutâneo está associado com aproximadamente 200g de tecido adiposo interno. E que as pregas cutâneas estão significativamente correlacionadas com a adiposidade total (16).

Embora as pregas cutâneas possam falhar em alcançar todas as condições desejadas para a estimativa da composição corporal, elas são preferíveis sobre outras variáveis antropométricas e índices de peso para altura (15). De modo geral, as medidas das pregas cutâneas devem ser consideradas semi-quantitativas para a gordura corporal total. Em obesos, entretanto, a previsão da MG deve ser baseada em circunferências, ao invés de pregas cutâneas (5).

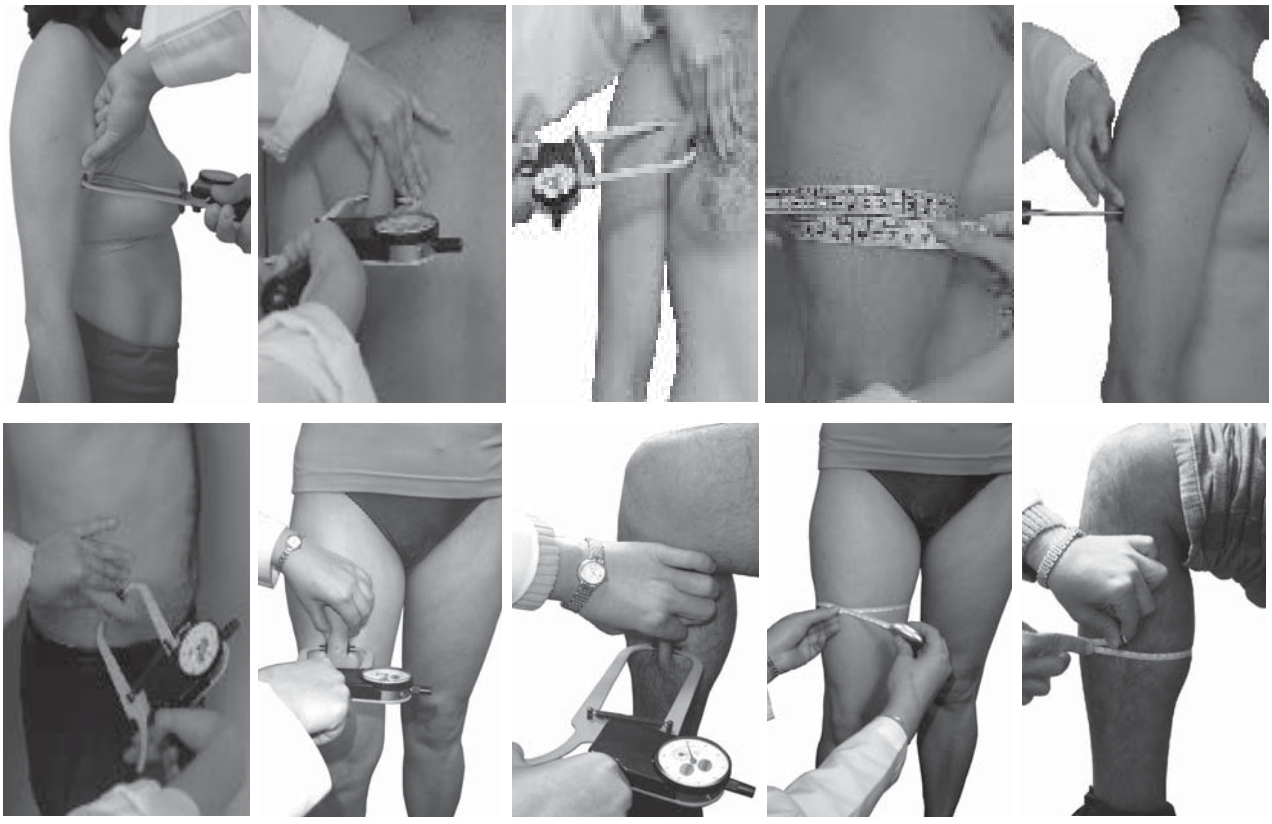


Fig. 20 Pregas cutâneas e circunferências mais utilizadas para a derivação da composição corporal. Fotos: Nutroclínica, Curitiba, PR

O uso da antropometria para estimar a massa muscular requer a seleção de algumas medidas corporais preditoras. Em geral, um grupo muscular é selecionado assumindo-se que reflita a massa do músculo, e que esta seja diretamente proporcional ao volume muscular esquelético do corpo todo. Historicamente, as medidas antropométricas do braço são usadas para estimar a massa muscular.

Equações para Estimativa da Composição Corporal Através da Antropometria

Já foram desenvolvidas mais de 100 diferentes equações de regressão para avaliar a composição corporal através da antropometria (15, 157). As equações específicas para uma população são derivadas de grupos de pessoas que compartilham certas características, como idade e sexo. As primeiras equações válidas de regressão, por exemplo, foram desenvolvidas no ano de 1951, para jovens e homens de meia-idade (158). Depois disso, muitas outras equações específicas foram desenvolvidas. Porém, o uso delas é limitado. As fórmulas desenvolvidas a partir de dados de mulheres de meia-idade, por exemplo, podem não ser válidas para aquelas de outras faixas etárias. Mais recentemente, foram desenvolvidas equações generalizadas, que podem ser apliccadas para pessoas de várias idades e adiposidade corporal. A vantagem primária é que uma equação generalizada pode substituir várias específicas para uma população, sem perda na acurácia no prognóstico (15, 154). Equações que incluem a densidade corporal na estimativa da %MG também foram desenvolvidas. Nessas fórmulas, foram usadas medidas únicas ou combinações que fossem altamente correlacionadas à densidade corporal, determinada por método separado (usualmente pesagem hidrostática) (4, 15, 159-161).

Devido à localização da gordura ter diferença entre homens e mulheres, são usadas equações distintas para cada sexo.

PREGA CUTÂNEA DE SÍTIO ÚNICO. A medida da espessura da prega cutânea em um único sítio é um preditor relativamente ruim da quantidade absoluta de gordura corporal. Isso porque cada local do corpo responde de maneira relativamente diferente às mudanças na gordura total. O tríceps é o sítio único mais comumente utilizado. A facilidade de acesso e medição o torna popular em estudos de grandes populações, como o NHANES. Na verdade, as medidas de um único sítio de prega cutânea não podem ser usadas para estimar a %MG corporal. Mas podem ser úteis para fazer comparações da espessura da prega entre o avaliado e os dados de referência, quando disponíveis. Por exemplo, as medidas da prega cutânea do tríceps de uma pessoa podem ser comparadas com os dados de referência, obtidos de um grande grupo de indivíduos do mesmo sexo e idade. Usando as tabelas de referência, o percentil 50 representa o valor médio para cada grupo de idade e sexo. Caso uma pessoa apresente a espessura da prega cutânea no percentil 85 para seu grupo de idade e sexo, isso significa que 85% das pessoas estudadas no grupo apresentaram medidas menores. E somente 15% tiveram resultados maiores.

O uso de um único sítio de medida de pregas cutâneas apresenta limitações: 1) ainda não existe consenso sobre qual é o melhor local; 2) não existe nenhuma equação para estimar a gordura corporal usando somente um sítio, como a prega cutânea do tríceps. Ou seja, vários sítios são necessários para alcançar estimativas razoavelmente acuradas da composição corporal, devido às variações na distribuição do tecido adiposo subcutâneo. Dessa forma, as medidas de um sítio único de prega cutânea devem ser utilizadas com cautela. Elas devem ser usadas somente como aproximação grosseira da gordura corporal total, ao comparar indivíduos que possuem dados de referência.

PREGAS CUTÂNEAS DE DOIS SÍTIOS. O método mais comumente utilizado para avaliação da composição corporal de pessoas entre 6 e 20 anos utiliza a somatória das pregas do tríceps e da subescapular (162, 163). Esses sítios têm as seguintes vantagens: 1) estão altamente correlacionados com outras medidas de adiposidade corporal; 2) são confiáveis e medidos com maior objetividade do que outros locais. Porém, embora existam padrões de referência para essa somatória, eles não foram estabelecidos a partir de amostragem significativa e representativa da população. Também, um problema do método é que a medição da prega cutânea subescapular pode ser embaraçosa para algumas crianças e jovens. Ou pode incitar questões éticas sobre professores homens tocando estudantes do sexo feminino.

Outros padrões de referência foram desenvolvidos, particularmente para crianças e jovens, usando a somatória das medidas das pregas cutâneas do tríceps e da panturrilha média (162, 164). A somatória parece ser um indicador mais aceitável, embora os estudos

para definição dos padrões de referência tenham sido limitados e pouco representativos da população geral. O sítio da panturrilha média é facilmente acessível, e pode ser medido sem incitar preocupações com o pudor. Entretanto, em algumas pessoas, a pele na região da panturrilha pode estar bastante esticada, tornando a medida difícil.

PREGAS CUTÂNEAS DE TRÊS OU MAIS SÍTIOS. As medidas de três pregas cutâneas, para estimar a gordura corporal, também já foram utilizadas. Um nomograma (Fig. 21) foi desenvolvido para o cálculo da %MG através da somatória da espessura de três pregas cutâneas (homens: peitoral, abdominal e coxa; mulheres: tríceps, coxa e supra-ilíaca) (165). Esse tipo de ferramenta pode facilitar a tarefa da estimativa da gordura corporal. O nomograma foi derivado a partir de dados de homens com idades entre 18 e 61 anos, e de mulheres entre 18 e 55 anos. A somatória das medidas das pregas cutâneas variou de 14 a 118mm para os homens e de 16 a 126mm para as mulheres (165). Portanto, o nomograma deve ser usado com cautela para pessoas fora dessas variações.

Já as medidas das pregas cutâneas em quatro sítios, que quantificam a espessura do tecido adiposo nos membros e tronco, são as mais acuradas para avaliar a gordura corporal total. As duas equações mais amplamente usadas são as de Durnin e Womersley (166) e as de Jackson e Pollock (159, 161). Ambas foram desenvolvidas e validadas com o uso do modelo de dois compartimentos: MG e MLG. O modelo é baseado na avaliação da densidade corporal. O Quadro 9.2, no início deste capítulo, mostra as fórmulas disponíveis para a densidade corporal (Brozek e Siri), no modelo de dois componentes. Até o momento, as equações de Durnin e Womersley (166) são as mais utilizadas na pesquisa e na rotina. Essas equações são baseadas no logaritmo da somatória de quatro pregas cutâneas: tríceps, bíceps, subescapular e supra-ilíaca. Com base nelas, foi derivada uma tabela que permite a estimativa da %MG corporal (Apêndice 1).

Entretanto, o uso do modelo de dois componentes assume que os níveis de hidratação e de conteúdo mineral ósseo estejam estáveis. Nem sempre essas condições são alcançadas. E o modelo de dois componentes é incapaz de detectar as alterações. Com isso, não é exatamente ideal o uso do modelo para o desenvolvimento e validação de equações preditoras da MG. Os avanços recentes dos métodos de composição corporal, incluindo os modelos de quatro componentes, permitem a avaliação de variações nos níveis de hidratação e dos conteúdos minerais ósseos. Com isso, teoricamente, conduzem à medidas mais acuradas da MG. Peterson et al, com base no modelo de quatro componentes (DEXA, diluição de deutério e hidrodensitometria), derivaram equações preditoras da %MG com o uso de pregas cutâneas (167). A pesquisa incluiu 681 adultos brancos saudáveis, homens e mulheres, com idades de 18 a 55 anos. Vários sítios e combinações de pregas cutâneas e outras medidas antropométricas foram comparados com os resultados do modelo de quatro componentes. A equação final derivada está apresentada no Quadro 14. O estudo de Peterson et al (167) também comparou os resultados do modelo de quatro componentes com outras duas equações populares, as de Durnin e Womersley e as de Jackson e Pollock. As populações usadas para derivar essas equações e as de Peterson et al foram semelhantes. As equações de Jackson e Pollock foram as que mais se distanciaram (subestimaram) a %MG. As fórmulas de Durnin e Womersley também subestimaram os resultados, embora em menor grau. As novas

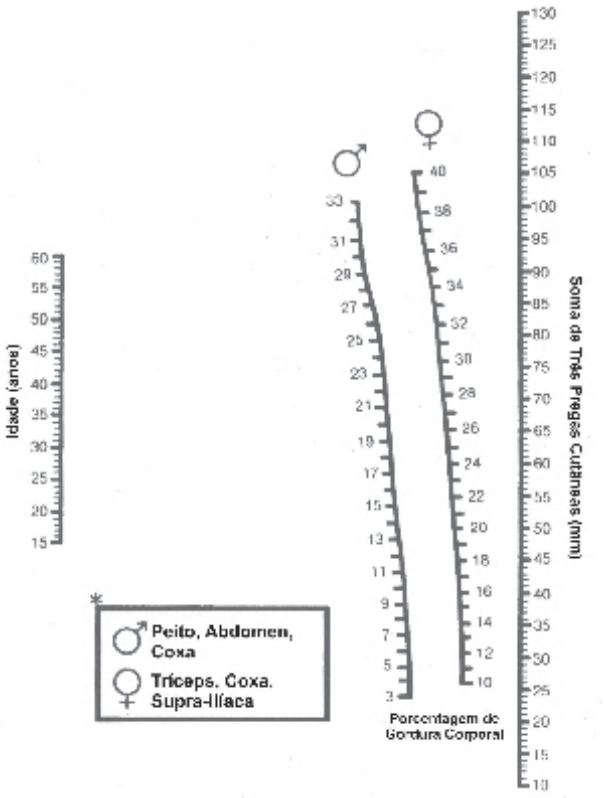


Fig. 21 Nomograma para estimativa da %MG corporal de homens e mulheres, de acordo com a idade e somatória de três pregas cutâneas. Fonte: Baun et al, 1981 (165)

Quadro 14 Derivação da porcentagem de massa gordurosa corporal através de medidas de pregas cutâneas (167)

Homens

%MG = 20,94878 + (idade x 0,1166) – (altura x 0,11666) + somatória de 4 pregas x 0,42696) – (somatória de 4 pregas^2 x 0,00159)

Mulheres

%MG = 22,18945 + (idade x 0,06368) + (IMC x 0,60404) – (altura x 0,14520) + (somatória de 4 pregas x 0,30919) – (somatória de 4 pregas^2 x 0,00099562)

Onde: altura em cm; 4 pregas = tríceps (PCT), subescapular (PCSE), supra-ilíaca (PCSI) e coxa média (PCC) em mm

Exemplo: mulher, 31 anos, altura = 169cm, peso = 78kg, IMC = 27,3kg/m^2, PCT = 17,5mm, PCSE = 15,4mm, PCSI = 19,2mm PCC = 20,4mm
%MG = 22,18945 + (31 x 0,06368) + (27,3 x 0,60404) – (169 x 0,14520) + (72,5 x 0,30919) – (5256,25 x 0,00099562)
%MG = 22,18945 + 1,97408 + 16,49029 – 24,5388 + 22,41627 – 5,23312
%MG = 33,3%
Portanto, de acordo com o Quadro 9.3, no início deste capítulo, esta pessoa encontra-se com a %MG classificada como normal-alta

equações de Peterson et al foram as que mais se aproximaram dos resultados obtidos com o modelo de quatro componentes. Outro estudo mais recente, porém com população menor, também desenvolveu equações para estimar a MG (168). Entretanto, o método de referência utilizado foi somente a DEXA. E as equações derivadas foram mais complexas (incluíram o cálculo do logaritmo de cada prega cutânea). As medidas antropométricas incluídas nas equações foram, para homens: circunferência da cintura, pregas cutâneas do tríceps, subescapular e abdominal, e para mulheres: circunferência do quadril, pregas cutâneas do queixo, tríceps e subescapular, e a largura do joelho. Portanto, algumas das medidas incluídas não são comuns na rotina.

CIRCUNFERÊNCIAS. A variável mais comum para a estimativa da massa muscular é a circunferência do braço (CB), corrigida para a espessura do tecido adiposo. Assume-se que as separações dos tecidos de uma seção do braço sejam circulares e concêntricas. Os pressupostos básicos do uso da CB para estimar a massa muscular são: 1) o braço é um círculo; 2) a espessura da PCT é duas vezes a média do diâmetro adiposo no meio do braço; 3) o compartimento muscular do meio do braço é circular; e 4) o osso responde de maneira similar ao músculo e à gordura durante o crescimento ou privação calórica (5). Entretanto, o uso de uma única medida regional, como a CB, promove erro na estimativa da massa muscular do corpo inteiro, devido à variabilidade inter-individual na distribuição da composição corporal, em virtude da espessura do osso. Dessa forma, a validade do método é ruim para indivíduos com excesso de tecido adiposo nas extremidades superiores, particularmente aqueles com peso atual maior que 50% do ideal (5). Com isso, o uso da CB é tido somente como um indicador qualitativo da massa muscular corporal.

Por inferência, a circunferência muscular do braço (CMB) e a área muscular do braço (AMB) estimam a massa muscular corporal. A CMB é um indicador derivado de equação matemática obtida a partir das medidas da CB e da PCT (Quadro 15). Nesse cálculo, está incluído o osso. Por isso, existe grande discussão quanto à validade.

Quadro 15 Cálculo para estimativa da circunferência muscular do braço

CMB (mm) = CB – (π x PCT)

Onde: π = 3,14; CB em mm; PCT em mm. Para converter cm em mm, multiplicar o valor em cm por 10

Exemplo: indivíduo com CB = 20,4cm e PCT = 10,2mm:
CMB = 204 – (3,14 x 10,2)
CMB = 204 – 32,0
CMB = 172mm

O resultado da CMB pode classificado utilizando dados de referência em percentis (Apêndice 2). Embora os percentis de 5 a 95 sejam considerados normais, o valor referente ao percentil 50 é utilizado para avaliar o grau de adequação da medida realizada. Para avaliar a adequação da CMB, comparada ao normal, pode ser aplicada a seguinte fórmula:

$$\text{Percentagem de adequação da CMB (\%)} = \frac{\text{CMB atual, em mm}}{\text{valor da CMB no percentil 50, em mm}} \times 100$$

A partir do cálculo da porcentagem de adequação, é possível classificar o estado nutricional do indivíduo (Quadro 16).

A AMB é outro parâmetro que estima a massa muscular. A diferença entre a CMB e a AMB é que,

Quadro 16 Classificação do estado nutricional através da porcentagem de adequação da CMB

Desnutrição Leve	Desnutrição Moderada	Desnutrição Grave	Adequado	Excesso de Peso
90-80%	80-70%	<70%	110-90%	>110%

Quadro 17 Equação para estimativa da área muscular do braço (169)

$$AMB\ (mm^2) = \frac{[CB - (\pi \times PCT)]^2}{4 \times \pi}$$

Onde: π = 3,14; CB em mm; PCT em mm. Para converter cm em mm, multiplicar por 10

Exemplo: indivíduo com CB = 20,4cm e PCT = 10,2mm:

$$AMB\ (mm^2) = \frac{[204 - (3,14 \times 10,2)]^2}{12,56}$$
$$AMB\ (mm^2) = \frac{[204 - (32,0)]^2}{12,56}$$
$$AMB\ (mm^2) = \frac{(172)^2}{12,56}$$
$$AMB\ (mm^2) = \frac{(29584)}{12,56}$$
$$AMB = 2355,4mm^2$$

Quadro 18 Equação para estimativa da área muscular do braço corrigida

Homens

$$\mathbf{AMBc\ (mm^2) = \frac{[CB - (\pi \times PCT)]^2}{4 \times \pi} - 10}$$

Mulheres

$$\mathbf{AMBc\ (mm^2) = \frac{[CB - (\pi \times PCT)]^2}{4 \times \pi} - 6,5}$$

Onde: π = 3,14; CB em mm; PCT em mm. Para converter cm em mm,multiplicar por 10

Exemplo: indivíduo do sexo masculino, com CB = 20,4cm e PCT = 10,2mm:

$$AMBc\ (mm^2) = \frac{[204 - (3,14 \times 10,2)]^2}{12,56} - 10$$
$$AMBc\ (mm^2) = \frac{[204 - 32,0]^2}{12,56} - 10$$
$$AMBc\ (mm^2) = \frac{172^2}{12,56} - 10$$
$$AMBc\ (mm^2) = \frac{29584}{12,56} - 10$$
$$AMBc = 2355,4 - 10 = 2345,4mm^2$$

na última, o osso não está incluído. Portanto, a AMB parece ser mais acurada do que a CMB. O Quadro 17 apresenta a fórmula para o cálculo da AMB.

O resultado da AMB pode ser comparado aos dados de referência em percentis (Apêndice 2), da mesma forma que a CMB.

Outro cálculo que pode ser realizado é a AMB corrigida (AMBc). Nessa derivação matemática, a equação foi corrigida considerando que o braço não é um círculo perfeito, além de separar homens e mulheres. A fórmula está demonstrada no Quadro 18.

As equações corrigidas, entretanto, não foram validadas para uso em idosos e não são apropriadas para obesos.

O cálculo da área de gordura do braço (AGB) é baseado na medida da CB e da PCT. Para aplicar a fórmula da AGB é necessário calcular a área do braço (AB) e a AMBc. A AB e AGB são calculadas a partir das fórmulas apresentadas no Quadro 19.

O resultado da AGB é, então, comparado aos dados de referência em percentis (Apêndice 3), da mesma forma que a CMB e a AMB. A interpretação que reflete alterações nas reservas corporais está mostrada no Quadro 20.

Entretanto, é importante entender que o uso de medidas antropométricas, com o objetivo de prever a massa muscular regional e total, produz resultados mais qualitativos do que quantitativos.

No corpo, os músculos são divididos de três formas distintas: esqueléticos, lisos e cardíacos. O músculo esquelético, que também é conhecido como voluntário

Quadro 19 Equação para estimativa da área do braço e da área de gordura do braço

$$\mathbf{AB\ (mm^2) = (\pi \times CB^2) \div (4 \times \pi^2)}$$

Onde: π = 3,14; CB em mm. Para converter cm em mm, multiplicar por 10

Exemplo: indivíduo com CB = 20,4cm (ou 204mm)

$$AB\ (mm^2) = (3,14 \times 204^2) \div (4 \times 3,14^2)$$
$$AB\ (mm^2) = 3,14 \times 41616 \div (4 \times 9,86)$$
$$AB\ (mm^2) = 130674,2 \div 39,4$$
$$AB\ (mm^2) = 3316,6mm^2$$

$$\mathbf{AGB\ (mm^2) = AB - AMBc}$$

Onde: AB em mm^2; AMBc em mm^2

Exemplo: indivíduo com AB = 3316,6mm^2 e AMBc = 2345,4mm^2

$$AGB\ (mm^2) = 3316,60 - 2345,4$$
$$AGB\ (mm^2) = 971,2mm^2$$

Quadro 20 Interpretação dos percentis das áreas muscular e de gordura do braço (155)

Percentil	AMB	AGB
<5	Déficit muscular	Déficit de reservas de gordura
5,1-10	Abaixo da média	Abaixo da média
10,1-90	Média	Média
>90	Acima da média	Acima da média

ou estriado, representa aproximadamente 30% a 40% do peso corporal de uma mulher de 58kg e de um homem de 70kg (170). Em um adulto, a maior parte do músculo esquelético é encontrada nas pernas. Em 2000, um estudo de Lee et al foi realizado com o objetivo de desenvolver e avaliar a acurácia de um novo modelo de fórmula antropométrica, que deriva a massa muscular esquelética corporal (MME) (171). O estudo utilizou o método da ressonância magnética como referência. Uma amostra multiracial de 244 adultos saudáveis, com idades entre 20 e 81 anos, foi separada em dois grupos. Através de várias medidas antropométricas e características demográficas foi gerado um modelo de equação para a massa muscular esquelética. Não houve diferença estatística significativa entre os resultados da ressonância magnética e da equação preditora (Quadro 21). Portanto, o uso da equação pode ser recomendada.

Quadro 21 Estimativa da massa muscular esquelética (171)

MME total (kg) = altura x [(0,00744 x CB²)+ (0,00088 x circunferência da coxa²) + (0,00441 x circunferência da panturrilha²)] + (2,4 x sexo) – (0,048 x idade) + raça + 7,8

Onde: altura em metros; CB em cm; circunferência da coxa em cm; circunferência da panturrilha em cm
Sexo: masculino = 1, feminino = 0
Raça: -2,0 para asiáticos, 1,1 para negros e 0 para brancos e hispânicos

Exemplo: sexo feminino, branca, 45 anos de idade, altura de 1,68 metros, peso = 70kg; CB = 25,4cm; circunferência da coxa = 46,5cm, circunferência da panturrilha = 36cm
MME (kg) = 1,68 x [(0,00744 x $25,4^2$) + (0,00088 x $46,5^2$) + (0,00441 x 36^2)] + (2,4 x 0) – (0,048 x 45) + 0 + 7,8
MME (kg) = 1,68 x [(0,00744 x 645,16) + (0,00088 x 2162,2) + (0,00441 x 1296)] + (2,4 x 0) – (0,048 x 45) + 0 + 7,8
MME (kg) = 1,68 x (4,8 + 1,9 + 5,72) + 0 – 2,16 + 0 + 7,8
MME (kg) = (1,68 x 12,42) + 0 – 2,16 + 0 + 7,8
MME (kg) = 20,86 - 2,16 + 7,8
MME (kg) = 26,5kg
Então, se a pessoa pesa 70kg, a MME equivale a 37% do total.

ANÁLISES URINÁRIAS

CREATININA URINÁRIA

A quantidade de creatinina excretada na urina, durante um período de 24 horas, pode ser usada para avaliar a massa muscular corporal total (Fig. 22) (4, 10). A creatinina é o único metabólito da creatina, que é um composto nitrogenado sintetizado a partir de aminoácidos no fígado e captado por muitos tecidos, primariamente pelo músculo. Do total corporal, 98% da creatina são encontrados no músculo, principalmente na forma de creatina-fosfato (ligada à adenosina trifosfato, que serve como fonte imediata de energia) (4, 10). Até 5% da creatina muscular podem ser espontaneamente transformados em creatinina, embora a taxa usual seja de 1,7% (172). A creatinina é, então, excretada inalterada na urina. Por isso, a medida dela na coleta de urina de 24 horas reflete o nível de creatina corporal. E, conseqüentemente, a massa muscular corporal total (4).

Índice Creatinina-Altura

A relação entre a quantidade de creatinina eliminada e a altura pode ser utilizada como um método indireto de avaliação das reservas de massa muscular. A altura é usada para expressar a excreção de creatinina pelo fato de ser, no adulto, pouco afetada pela desnutrição. Por outro lado, em situações que a medida da estatura é problemática (ex.: pacientes acamados ou com curvatura da coluna), a aplicação do índice não é indicada.

A fórmula para o cálculo do índice creatinina-altura e as classificações dos resultados estão colocadas no Quadro 22.

Quadro 9.22 Cálculo e classificação do índice creatinina-altura (173)

Índice	=	creatinina medida / creatinina esperada	× 100

Classificação	
90-100%	Normal
60-89%	Depleção leve
40-59%	Depleção moderada
<40%	Depleção grave

Para um indivíduo com dieta normal, é estimado que cada 1 grama de creatinina urinária excretada represente 17 a 22 quilogramas de tecido corporal magro (174). A excreção urinária diária de creatinina pode variar significativamente, mesmo em um único indivíduo. A média normal é de 23 e 18mg/kg de peso para homens e para mulheres, respectivamente (172). Portanto, uma maneira de estimar a creatinina esperada é multiplicar um desses valores pelo peso do indivíduo. Porém, o Quadro 23 apresenta uma tabela mais específica de valores esperados de creatinina urinária, de acordo com a idade e o sexo. Uma crítica das tabelas de creatinina desejada é que os valores foram estimados a partir de equações de regressão, usando o peso ideal de

indivíduos com compleição média.

Vários problemas estão associados com o índice creatinina-altura. O mais importante é a influência do consumo de carnes nos níveis de creatinina urinária. Outro problema é a grande variabilidade intra-individual na excreção diária de creatinina (cerca de ±11%) em pessoas consumindo dieta sem carne (10). A ingestão de carne pode influenciar ainda mais na creatinina urinária, independentemente da massa muscular. Dessa forma, o consumo alimentar alto de carne pode superestimar o tecido corporal magro dos indivíduos. A ingestão de aproximadamente 200g de carne por dia equivale a aproximadamente 8-9% do total de produção de creatinina (172), superestimando, então, o tecido corporal magro na mesma proporção. Por isso, a alimentação das pessoas que se submetem às medições de creatinina urinária deve ser isenta de carne (4). Dessa forma, níveis baixos de excreção de creatinina urinária sugerem ingestão protéica baixa e/ou massa muscular esquelética diminuída (172).

100g de carne crua = 350mg de creatina = 18,5mg de creatinina

Quadro 23 Excreção de creatinina esperada (mg/dia) de acordo com idade (177)

Homens							
Altura (cm)	**20-29 anos**	**30-39 anos**	**40-49 anos**	**50-59 anos**	**60-69 anos**	**70-79 anos**	**80-89 anos**
146	1.258	1.169	1.079	985	896	807	716
148	1.284	1.193	1.102	1.005	915	824	733
150	1.308	1.215	1.123	1.025	932	839	747
152	1.334	1.240	1.145	1.045	951	856	762
154	1.358	1.262	1.166	1.064	968	872	775
156	1.390	1.291	1.193	1.089	990	892	793
158	1.423	1.322	1.222	1.115	1.014	913	812
160	1.452	1.349	1.240	1.132	1.035	932	829
162	1.481	1.376	1.271	1.160	1.055	950	845
164	1.510	1.403	1.296	1.183	1.076	969	862
166	1.536	1.427	1.318	1.203	1.094	986	877
168	1.565	1.454	1.343	1.226	1.115	1.004	893
170	1.598	1.485	1.372	1.252	1.139	1.026	912
172	1.632	1.516	1.401	1.278	1.163	1.047	932
174	1.666	1.548	1.430	1.305	1.167	1.069	951
176	1.699	1.579	1.458	1.331	1.211	1.090	970
178	1.738	1.615	1.491	1.361	1.238	1.115	992
180	1.781	1.655	1.529	1.395	1.269	1.143	1.017
182	1.819	1.690	1.561	1.425	1.296	1.167	1.038
184	1.855	1.724	1.592	1.450	1.322	1.190	1.059
186	1.894	1.759	1.625	1.483	1.349	1.215	1.081
188	1.932	1.795	1.658	1.513	1.377	1.240	1.103
190	1.968	1.829	1.689	1.542	1.402	1.263	1.123
Mulheres							
140	858	804	754	700	651	597	548
142	877	822	771	716	666	610	560
144	898	841	790	733	682	625	573
146	917	859	806	749	696	638	586
148	940	881	827	768	713	654	600
150	964	903	848	787	732	671	615
152	984	922	865	803	747	685	628
154	1.003	940	882	819	761	698	640
156	1.026	961	902	838	779	714	655
158	1.049	983	922	856	796	730	670
160	1.073	1.006	944	877	815	747	686
162	1.100	1.031	966	899	835	766	703
164	1.125	1.064	990	919	854	783	719
166	1.148	1.076	1.010	938	871	799	733
168	1.173	1.099	1.032	958	890	817	749
170	1.199	1.124	1.055	980	911	835	766
172	1.224	1.147	1.077	1.000	929	853	782
174	1.253	1.174	1.102	1.023	951	872	800
176	1.280	1.199	1.126	1.045	972	891	817
178	1.304	1.223	1.147	1.065	990	908	833
180	1.331	1.248	1.171	1.087	1.011	927	850

Outro problema com o uso da excreção de creatinina são as coletas de urina e a variação da quantidade excretada. Portanto, o cuidado na coleta deve ser grande. Por exemplo, um erro de 15 minutos na marcação do tempo das coletas de urina de 24h pode afetar os resultados das medidas de creatinina em 1% (4, 10). Alguns pesquisadores aconselham realizar três coletas consecutivas de urina de 24h, para assegurar a excreção de creatinina representativa do indivíduo (10). Também, a excreção urinária de creatinina é influenciada pelo estado de hipercatabolismo, redução da função renal residual e alterações na hidratação. A idade pode diminuir a excreção urinária de creatinina, principalmente devido à redução da massa muscular.

Apesar das fontes potenciais de erro, as estimativas da massa magra, baseadas na excreção urinária de 24h da creatinina, se correlacionam razoavelmente àquelas derivadas da densidade, nitrogênio e potássio corporal total (175, 176).

Em conclusão, quando outros métodos discutidos neste capítulo não estão disponíveis, a creatinina urinária pode ser uma ferramenta aceitável para a avaliação das reservas de massa corporal magra.

3-METILHISTIDINA

Outro metabólito urinário correlacionado à massa muscular é a 3-metilhistidina. Esta é derivada do aminoácido histidina. É formada pela adição de grupos metil na histidina presente na actina e na miosina, após essas proteínas contráteis terem sido sintetizadas. Quando tais proteínas são catabolizadas, a 3-metilhistidina é liberada. Pelo fato de não ser reutilizada para a síntese de proteínas, a 3-metilhistidina é excretada na urina (Fig.9.22). Assumindo que a síntese e a degradação da proteína muscular estejam equilibradas durante períodos de estabilidade, a 3-metilhistidina urinária é proporcional à massa muscular (4).

Lukaski et al mostraram que a excreção urinária de 24 horas da 3-metilhistidina teve boa correlação com a massa magra, determinada pela densitometria, em homens adultos com idade de 23 a 52 anos, ingerindo dieta isenta de carne (175). Em um estudo posterior, Lukaski et al avaliaram a massa muscular esquelética de 14 homens adultos saudáveis com dieta isenta de carne (176). Eles utilizaram medidas da 3-metilhistidina, de nitrogênio e de potássio corporal total. A excreção urinária da 3-metilhistidina teve correlação significativa com a massa muscular esquelética. E pareceu ser um índice válido do músculo e da MLG.

Os valores de excreção da 3-metilhistidina variam. Para homens adultos saudáveis é de $1,3 \pm 0,1$ a $7,8 \pm 0,4 \mu$mol/kg/dia (176). Para adultos com sepse ou trauma é de $6,3 \pm 0,7$ (mulheres) e $11,8 \pm 2,2 \mu$mol/kg/dia (homens) (178). Porém, ainda não foram desenvolvidos padrões de referência para a interpretação da excreção da 3-metilhistidina para a quantidade de massa muscular.

A medição da excreção da 3-metilhistidina está sujeita aos mesmos erros potenciais da creatinina urinária. A variação intra-individual é de 10% a 20%, assim como a sua excreção varia bastante em diferentes dias (4, 10). As pessoas devem se abster de consumir carnes durante o período de medição. As coletas de urina de 24 horas devem ser realizadas, precisamente, em horários definidos e completos (10). Portanto, antes que a 3-metilhistidina seja indicada como marcador da massa muscular de rotina, vários aspectos que alteram seus níveis devem ser mais bem compreendidos. Entre eles, estão os efeitos do sexo, da idade, da maturidade, do condicionamento físico, do exercício intenso recente e da presença de doenças e lesões.

O Quadro 24 apresenta os principais pontos fortes e fracos dos métodos de análises urinárias para estimar a massa muscular dos indivíduos.

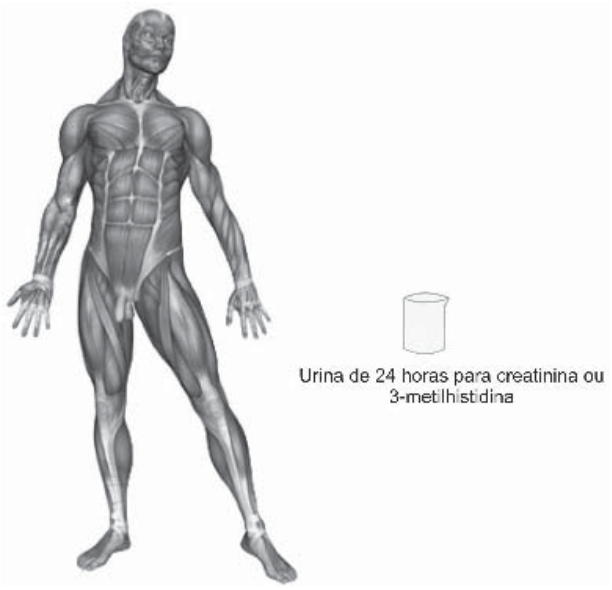


Fig. 22 Modelo esquemático das análises urinárias para composição corporal

Quadro 24 Pontos fortes e fracos dos métodos de análises urinárias para composição corporal

Pontos Fortes	Pontos Fracos
• Não são invasivos • Seguros: não usam radioatividade • Apresentam boa acurácia • Custo relativamente baixo	• Fatores como sexo, idade, maturidade, condicionamento físico, exercício recente, lesões, hipercatabolismo, alteração da função renal e da condição de hidratação podem alterar os resultados • A ingestão de carnes pode alterar os resultados da creatinina urinária: necessita de preparo antes do exame • Grande variabilidade da excreção diária de creatinina em um mesmo indivíduo • Dificuldade nas coletas de urina de 24h

AVALIAÇÃO DA FUNÇÃO MUSCULAR

A desnutrição progride em estágios de depleção anatômica. Ou seja, as modificações na quantidade de massa muscular ocorrem em diferentes períodos de tempo. Portanto, em desnutridos, as alterações musculares funcionais podem ocorrer antes de serem detectáveis pelos métodos estáticos, como aqueles discutidos neste capítulo. Essas técnicas são consideradas estáticas, pelo fato de medirem um nutriente a um certo nível. Entretanto, os índices estáticos são criticados por serem pobres em sensibilidade e em especificidade (179, 180). Eles podem resultar em retardo no diagnóstico da desnutrição. Os índices estáticos podem ser afetados pelas mudanças que não são específicas ao estado nutricional, como as variações hídricas corporais, o trauma, a infecção e o uso de certos medicamentos. A adaptação e a regulação homeostática também afetam os índices estáticos. Tipicamente, as reservas de nutrientes estão depletadas antes que se reduzam os níveis circulantes de certas proteínas ou de outros nutrientes. Isso gera a pouca sensibilidade dos métodos (180). As mudanças metabólicas precedem as alterações na massa e na composição corporal. Essas mudanças comprometem o indivíduo.

Os índices funcionais são indicadores do estado nutricional. Eles são usados para determinar a função das células, dos tecidos, dos órgãos e dos sistemas anatômicos (180). Esses indicadores incluem medidas da competência imunológica, capacidade de trabalho (laborativa), tolerância ao exercício e função muscular. Portanto, a perda da capacidade funcional precede as alterações dos índices estáticos. Também, a perda da função é biologicamente mais importante para o indivíduo do que a diminuição das medidas estáticas (180). Embora os índices funcionais não sejam freqüentemente utilizados como os estáticos, para a determinação do estado nutricional, a maioria deles é altamente sensível e específica (181). Eles não somente oferecem detecção precoce da depleção do estado nutricional como, também, identificam a resposta à intervenção mais cedo do que os métodos tradicionais (182). Dessa forma, o reconhecimento de métodos práticos, reprodutíveis e de fácil disponibilidade é necessário para avaliar as alterações musculares funcionais.

Alguns marcadores funcionais possuem limitações. Os testes de capacidade laborativa e de tolerância ao exercício envolvem atividade extenuante e são difíceis, senão impossíveis de serem aplicados em indivíduos enfermos ou com deficiência física. Esses métodos também dependem de treinamento prévio do exercício e de cooperação (motivação) do paciente. Alguns outros métodos estão descritos adiante.

DINAMOMETRIA DE PREENSÃO DAS MÃOS

A força de preensão das mãos, além de ser avaliada de forma subjetiva, pode ser medida de maneira objetiva, através de um dinamômetro (Fig. 23). A força de preensão das mãos reflete a função muscular.

A dinamometria da preensão das mãos foi demonstrada ser um bom fator preditivo de complicações pós-operatórias. Estudos mostraram que a redução da

Fig. 23 Dinamômetro de preensão das mãos. Foto: cortesia da Pontifícia Universidade Católica do Paraná (PUCPR)

força foi mais sensível para prever complicações do que o peso corporal, a circunferência muscular do braço ou a albumina sérica (183-185). Em um estudo com mulheres idosas incapacitadas, a força de preensão das mãos teve correlação negativa e significativa com a mortalidade (186). No estudo, a dinamometria ajudou a identificar as pacientes em risco nutricional. Outro estudo realizou a avaliação da composição corporal através da antropometria, SGA, DEXA, laboratoriais e pela dinamometria em pacientes em hemodiálise (187). A força de preensão das mãos foi considerada um método prático, fácil, confiável e de custo acessível.

Uma limitação do método, entretanto, é a necessidade de cooperação do avaliado. Pacientes em uso de sedativos, por exemplo, não podem ser avaliados.

Procedimento-padrão

- Explicar o procedimento ao avaliado;
- Colocar o avaliado em posição ortostática;
- Determinar o tamanho ideal da preensão, ajustando a distância de maneira que a segunda articulação do dedo médio possa ser virada a um ângulo de 90 graus. Usar o parafuso para ajustar a distância adequadamente;
- Anotar a mão dominante do avaliado;
- Colocar o dinamômetro na palma da mão do avaliado, em posição que não permita movimentação do cotovelo ou punho durante o ato de preensão. O avaliado deve segurar confortavelmente o aparelho na linha do antebraço, ficando paralelo ao eixo longitudinal do corpo;
- Antes da execução, verificar se os ponteiros estão no ponto zero da escala;
- Solicitar que o avaliado aperte a preensão interna, com o máximo de força, por 2 segundos. Durante a preensão da mão, o braço permanece imóvel, havendo somente a flexão das articulações das falanges e metacarpos;
- A mão dominante é o objetivo. Porém, podem ser realizadas três medidas consecutivas em cada mão, de forma alternada. É feita a média de cada;
- Registrar a medida, com a leitura mais próxima a 0,5kg;
- Como resultado do teste, considerar a melhor execução (leitura mais alta) de cada uma das mãos;
- Expressar a medida como porcentagem do padrão, conforme o Quadro 25.

Quadro 25 Referência para a força de preensão das mãos (183)

População	Média ± desvio-padrão
Homens	48,8±7,0kg
Mulheres	34,4±4,7kg

ESPESSURA DO MÚSCULO ADUTOR DO POLEGAR

O músculo adutor do polegar (MAP) está envolvido com a capacidade laborativa. Portanto, mesmo em indivíduos acamados, a sua estrutura e função são mais bem preservadas do que a de outros conjuntos musculares das extremidades inferiores do corpo (188, 189). O MAP é fixado entre duas estruturas ósseas. E não possui tecido adiposo na região, que dificulte a medida. Dessa forma, é possível realizar a medida direta (antropométrica) de sua espessura (Fig. 24).

Embora a avaliação subjetiva do MAP já tenha sido descrita, a medida objetiva é proposta pelo grupo coordenado pelo Prof. Lameu, da Universidade Federal do Rio de Janeiro (190). A avaliação utiliza um adipômetro como instrumento de medida. Os pesquisadores sugerem que a perda vísivel do MAP durante a desnutrição pode não estar correlacionada à doença per se, mas à diminuição da atividade laborativa. Esta pode ser reflexo da apatia induzida pela desnutrição.

O grupo de pesquisadores da Universidade Federal do Rio de Janeiro padronizou a técnica da medida da espessura do MAP, descrita a seguir.

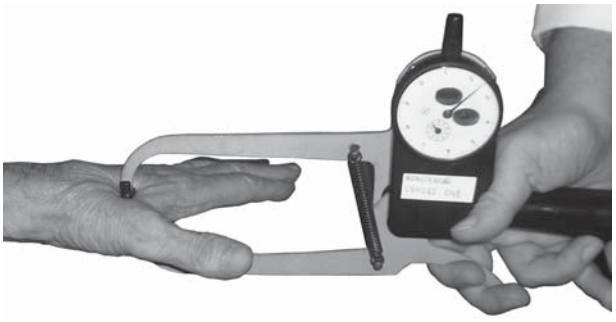


Fig. 24 Espessura do músculo adutor do polegar. Foto: Nutroclínica, Curitiba, PR

Procedimento-padrão

- Colocar o indivíduo sentado com a mão dominante repousando sobre o joelho; o cotovelo em um ângulo de aproximadamente 90°;
- Pinçar, com o paquímetro, o músculo adutor na vértice de um triângulo imaginário, formada pela extensão do polegar e do indicador;
- Realizar três medidas e obter a média entre elas;
- Os valores de referência para comparação estão apresentados no Quadro 26.

Quadro 26 Referência para espessura do músculo adutor do polegar (190)

População	Média ± desvio-padrão
Homens	12,5±2,8mm
Mulheres	10,5±2,3mm

ESTÍMULO ELÉTRICO DO MÚSCULO ADUTOR DO POLEGAR

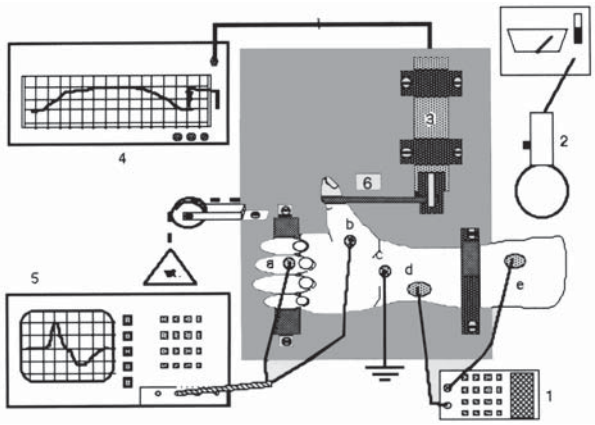
A análise da função muscular através do estímulo elétrico convencional é outro método de avaliação. A técnica utiliza eletrodos eletromiográficos, colocados em cima do MAP, para registrar o potencial de ação a um estímulo elétrico (179) (Fig. 25). Eletrodos são colocados no pulso, no nervo ulnar, para administrar o estímulo elétrico de várias freqüências, tipicamente 10, 20, 30 e 50Hz. O estímulo causa a contração do MAP.

A mão é fixada em uma borda de madeira. O dedo polegar é preso por uma correia de couro, ligada a metais conectados a um dispositivo de medida. Este, então, desenha uma curva de amplitude máxima, representando a força de contração muscular em função do tempo. Um método alternativo ao convencional é o eletromagnético, que produz um campo elétrico que cria um potencial de ação no nervo ulnar, causando contração do MAP (191). A técnica ainda necessita de mais estudos, mas parece promissora. A sensação do teste com o aparato de estímulo elétrico convencional assemelha-se à cãimbra, que é mantida somente enquanto o músculo está contraíndo, durante aproximadamente um segundo (192). Embora percebida como não-agradável, nenhum prejuízo a longo-prazo foi associado ao teste. A maioria dos avaliados prefere o teste com o estímulo eletromagnético ao convencional (193). Além disso, o estímulo eletromagnético parece confiável, reprodutível e tecnicamente mais fácil do que o convencional (193).

Dois cálculos principais são usados na determinação da análise da função muscular: a taxa máxima de relaxamento e a proporção da força para a freqüência. Conforme a desnutrição se desenvolve, a taxa de relaxamento se torna mais lenta, enquanto a proporção entre a força e a freqüência aumenta. Isso é diferente para o indivíduo bem nutrido. A desnutrição diminui a atividade das enzimas glicolíticas e oxidativas musculares, reduzindo a disponibilidade de ATP (194). A hidrólise de ATP é a fonte imediata de energia para a contração muscular. A diminuição de suprimento de ATP reduz a força máxima durante o estímulo de alta freqüência. Por outro lado, para relaxar, o músculo necessita que o cálcio seja bombeado de volta para o retículo sarcoplasmático. O processo também requer ATP. Outro aspecto é que a ATP é necessária para dissociar o complexo actina-miosina.

Uma vantagem do estímulo elétrico do MAP é que, diferente da dinamometria de preensão das mãos, não necessita da cooperação do avaliado. Porém, da mesma forma que a maioria das técnicas de avaliação do estado nutricional, o método pode ser afetado por influências externas. Essas incluem a ingestão de cafeína, que aumenta significativamente a proporção da força para a freqüência, e a temperatura da mão. Se o músculo estiver frio, o relaxamento é mais lento (193). Entretanto, esses fatores são facilmente controláveis através da normalização da temperatura da mão e da solicitação de abstinência da cafeína por, pelo menos, 10 horas antes do teste (193).

Um aspecto importante é que a análise da função muscular pelo estímulo elétrico convencional pode ser sensível demais. Um estudo mostrou que as



1: estimulador elétrico; 2: estimulador elétrico-magnético; 3: transformador de força; 4: mapa de registro; 5: osciloscópio; 6: correia de couro; a-e: eletrodos.

Fig. 25 Análise funcional muscular pelo estímulo elétrico convencional. Ref.: Brooks e Kearns, 1997 (193)

mudanças na função muscular, especificamente as curvas de fadiga-recuperação, ocorrem dentro de 24 a 48h de jejum (195). Portanto, as alterações podem estar relacionadas à mudanças metabólicas leves, que não trazem grandes prejuízos ao paciente. Ou não são exclusivas da desnutrição. Realmente, outro estudo mostrou que, em unidades de terapia intensiva, foi difícil avaliar a função muscular através do estímulo elétrico convencional (192).

Não existem dados suficientes sobre a análise da função muscular através de estímulo elétrico convencional ou eletromagnético em idosos ou crianças. Também não existem dados sobre diferenças entre gêneros. Aparentemente, não existe diferença entre homens e mulheres na análise da função muscular (193). Entretanto, o gênero e a idade não foram estudados suficientemente nessa área. Também, os estudos avaliam a capacidade da análise da função muscular em determinar mudanças no estado nutricional de grupos, não de indivíduos. A análise precisa ser capaz de diagnosticar o estado nutricional de um indivíduo, para ser útil. Além disso, as técnicas de estímulo elétrico e eletromagnético ainda não foram rigorosamente validadas em populações enfermas. A falta de um "padrão-ouro" para comparação é a maior limitação. Os valores normais (de referência) da análise da função muscular devem ser baseados em resultados de morbidade e de mortalidade. Portanto, enquanto novos estudos não estabelecerem os valores normais da análise da função muscular, através do estímulo elétrico ou eletromagnético, os métodos não estão prontos para uso como ferramenta diagnóstica da desnutrição.

CONCLUSÃO

Os métodos de análise elementar são os mais acurados para avaliar a composição corporal. Entretanto, são os mais onerosos, têm disponibilidade limitada e, em geral, necessitam de operadores habilitados. Dos métodos indiretos para uso em campo, as técnicas de BIA parecem ser as mais promissoras para uso rotineiro. A técnica não é invasiva e não é extremamente onerosa. A BIA de freqüência simples em série e a de multifreqüência discreta podem ter validade limitada em outras populações que não sejam adultos saudáveis, jovens e com estado normal de hidratação. Ambos os modelos não identificam, com precisão, a ACT e a AEC em populações com mudanças na geometria do tronco ou na compartimentalização de liquídos, especialmente a nível individual. A BIA de freqüência simples em paralelo pode determinar a composição corporal com maior precisão do que o modelo em série. Os modelos de BIA mão-a-mão e pé-a-pé não determinam com exatidão a %MG. A BIS pode predizer a AEC com maior acurácia do que a BIA de freqüência simples, mas não a ACT. A BIS segmentar parece ser sensível ao acúmulo de líquido no tronco. Em geral, a BIA é aceitável para grupos e para o monitoramento de mudanças na composição corporal de indivíduos saudáveis ao longo do tempo. O método pode ser útil em condições clínicas crônicas, que não estejam associadas com distúrbios significativos na distribuição da água corporal. Em situações de enfermidades agudas graves, o método não é garantido. Também, uma única medição pode não ser suficiente, e deve ser interpretada com cautela.

A DEXA é um método acurado para medir a composição corporal total e regional, incluindo a estimativa da MLG, da MG e do conteúdo mineral ósseo. A tomografia computadorizada e a ressonância magnética são consideradas os métodos disponíveis para a quantificação *in vivo* da composição corporal a nível tecido-órgão. Ou seja, elas são os únicos meios disponíveis para medir os tecidos e órgãos internos. Embora sejam cada vez mais utilizadas em pesquisas, o custo e o acesso ainda são obstáculos para a rotina.

A análise da função muscular é, usualmente, mais sensível e específica do que os métodos tradicionais de avaliação do estado nutricional. Portanto, essa avaliação pode aumentar a acurácia do diagnóstico da desnutrição, principalmente nos graus leve e moderado. O diagnóstico mais precoce pode facilitar a intervenção mais rápida, prevenindo a progressão e evitando as complicações.

REFERÊNCIAS

1. Bistrian BR, Blackburn GL, Hallowell E, et al: Protein status of general surgical patients. JAMA 230(6):858-860, 1974
2. Bistrian BR, Blackburn GL, Vitale J, et al: Prevalence of malnutrition in general medical patients. JAMA 235(15):1567-1570, 1976
3. Coats KG, Morgan SL, Bartolucci AA, et al: Hospital-associated malnutrition: a reevaluation 12 years later. J Am Diet Assoc 93(1):27-33, 1993
4. Brodie DA: Techniques of measurement of body composition. Part I. Sports Med 5(1):11-40, 1988
5. Heymsfield SB, Lohman TG, Wang J, et al: Human Body Composition. 2 ed. Champaign, Human Kinetics, 2005
6. Forbes RM, Cooper AR, Mitchell HH: The composition of the adult human body as determined by chemical analysis. J Biol Chem 203(1):359-366, 1953
7. Cooper AR, Forbes RM, Mitchell HH: Further studies on the gross composition and mineral elements of the adult human body. J Biol Chem 223(2):969-975, 1956
8. Wang ZM, Pierson RN, Jr., Heymsfield SB: The five-level model: a new approach to organizing body-composition research. Am J Clin Nutr 56(1):19-28, 1992
9. Shen W, St-Onge M, Wang Z, et al: Study of body composition, in: Heymsfield, SBL, T.G.; Wang, Z.; Going, S.B., editor. Human Body Composition. 2 ed. Champaign: Human Kinetics; 2005. p. 3-14
10. Lukaski HC: Methods for the assessment of human body composition: traditional and new. Am J Clin Nutr 46(4):537-556, 1987
11. Wang J, Thornton JC, Kolesnik S, et al: Anthropometry in body composition. An overview. Ann N Y Acad Sci 904:317-326, 2000
12. Heyward VH, Wagner DR: Applied body composition assessment. 2 ed. Champaign, Human Kinetics, 2004
13. Keys A, Brozek J: Body fat in adult man. Physiol Rev 33(3):245-325, 1953
14. Wilmore J, Buskirk E, DiGirolamo M, et al: Body composition: A round table. Phys Sports Med 14:144-162, 1986
15. Jackson AS, Pollock ML: Practical assessment of body composition. Phys Sports Med 13(5):76-90, 1985
16. Clarys JP, Martin AD, Drinkwater DT, et al: The skinfold: myth and reality. J Sports Sci 5(1):3-33, 1987
17. Martin AD, Ross WD, Drinkwater DT, et al: Prediction of body fat by skinfold caliper: assumptions and cadaver evidence. Int J Obes 9 Suppl 1:31-39, 1985
18. Ellis KJ: Human body composition: in vivo methods. Physiol Rev 80(2):649-680, 2000
19. Kehayias JJ, Valtuena S: Neutron activation analysis determination of body composition. Curr Opin Clin Nutr Metab Care 2(6):453-63, 1999
20. Beddoe AH, Hill GL: Clinical measurement of body composition using in vivo neutron activation analysis. JPEN J Parenter Enteral Nutr 9(4):504-520, 1985
21. Ryde SJ, Morgan WD, Compston J, et al: Measurements of total body calcium by prompt-gamma neutron activation analysis using a 252Cf source. Biol Trace Elem Res 26-27:429-37, 1990
22. Fletcher JP, Allen BJ, Blagojevic N: Changes in body protein composition following aortic reconstruction. Aust N Z J Surg 60(3):209-11, 1990
23. Pollock CA, Allen BJ, Warden RA, et al: Total-body nitrogen by neutron activation in maintenance dialysis. Am J Kidney Dis 16(1):38-45, 1990
24. Chandra RK: 1990 McCollum Award lecture. Nutrition and immunity: lessons from the past and new insights into the future. Am J Clin Nutr 53(5):1087-1101, 1991
25. Garrow J: Indices of adiposity. Nutrition Abstr Reviews 53:697-708, 1983
26. Wagner DR, Heyward VH: Techniques of body composition assessment: a review of laboratory and field methods. Res Q Exerc Sport 70(2):135-149, 1999
27. Lukaski HC, Johnson PE: A simple, inexpensive method of determining total body water using a tracer dose of D2O and infrared absorption of biological fluids. Am J Clin Nutr 41(2):363-370, 1985
28. Nieman D: Exercise testing and prescription: A health-related approach. 4 ed. Mountain View, CA, Mayfield, 1999
29. Katch F, Michael ED, Horvath SM: Estimation of body volume by underwater weighing: description of a simple method. J Appl Physiol 23(5):811-813, 1967
30. Roche AF, Himes JH: Incremental growth charts. Am J Clin Nutr 33(9):2041-52, 1980
31. Wilmore JH: A simplified method for determination of residual lung volumes. J Appl Physiol 27(1):96-100, 1969
32. Goldman HI, Becklake MR: Respiratory function tests; normal values at median altitudes and the prediction of normal results. Am Rev Tuberc 79(4):457-467, 1959
33. Ellis KJ: Human body composition: in vivo methods. Physiol Rev 80(2):649-80, 2000
34. Dempster P, Aitkens S: A new air displacement method for the determination of human body composition. Med Sci Sports Exerc 27(12):1692-1697, 1995
35. McCrory MA, Gomez TD, Bernauer EM, et al: Evaluation of a new air displacement plethysmograph for measuring human body composition. Med Sci Sports Exerc 27(12):1686-1691, 1995
36. Sardinha LB, Lohman TG, Teixeira PJ, et al: Comparison of air displacement plethysmography with dual-energy X-ray absorptiometry and 3 field methods for estimating body composition in middle-aged men. Am J Clin Nutr 68(4):786-793, 1998
37. Collins MA, Millard-Stafford ML, Sparling PB, et al: Evaluation of the BOD POD for assessing body fat in collegiate football players. Med Sci Sports Exerc 31(9):1350-1356, 1999
38. Dewit O, Fuller NJ, Fewtrell MS, et al: Whole body air displacement plethysmography compared with hydrodensitometry for body composition analysis. Arch Dis Child 82(2):159-164, 2000
39. Nunez C, Kovera AJ, Pietrobelli A, et al: Body composition in children and adults by air displacement plethysmography. Eur J Clin Nutr 53(5):382-387, 1999
40. Lang P, Steiger P, Faulkner K, et al: Osteoporosis. Current techniques and recent development in quantitative bone densitometry. Radiol Clin North Am 29(1):49-76, 1991
41. Roubenoff R, Kehayias JJ, Dawson-Hughes B, et al: Use of dual-energy x-ray absorptiometry in body-composition studies: not yet a "gold standard". Am J Clin Nutr 58(5):589-91, 1993
42. Going SB, Massett MP, Hall MC, et al: Detection of small changes in body composition by dual-energy x-ray absorptiometry. Am J Clin Nutr 57(6):845-50, 1993
43. Wellens R, Chumlea WC, Guo S, et al: Body composition in white adults by dual-energy x-ray absorptiometry, densitometry, and total body water. Am J Clin Nutr 59(3):547-55, 1994
44. Brodie DA: Techniques of measurement of body composition. Part II. Sports Med 5(2):74-98, 1988
45. Bushong S: Radiologic science for technologists: Physics, biology, and protection. 5 ed. St. Louis, MO, Mosby, 1993
46. Weits T, van der Beek EJ, Wedel M, et al: Fat patterning during weight reduction: a multimode investigation. Neth J Med 35(3-4):174-84, 1989
47. Seidell JC, Bakker CJ, van der Kooy K: Imaging techniques for measuring adipose-tissue distribution - a comparison between computed tomography and 1.5-T magnetic resonance. Am J Clin Nutr 51(6):953-957, 1990
48. Rogalla P, Meiri N, Hoksch B, et al: Low-dose spiral computed tomography for measuring abdominal fat volume and distribution in a clinical setting. Eur J Clin Nutr 52(8):597-602, 1998
49. Goodpaster BH, Thaete FL, Kelley DE: Composition of skeletal muscle evaluated with computed tomography. Ann N Y Acad Sci 904:18-24, 2000
50. Rossner S, Bo WJ, Hiltbrandt E, et al: Adipose tissue determinations in cadavers - a comparison between cross-sectional planimetry and computed tomography. Int J Obes 14(10):893-902, 1990
51. Weingand KW, Hartke GT, Noordsy TW, et al: A minipig model of body adipose tissue distribution. Int J Obes 13(3):347-55, 1989
52. Ferland M, Despres JP, Tremblay A, et al: Assessment of adipose tissue distribution by computed axial tomography in obese women: association with body density and anthropometric measurements. Br J Nutr 61(2):139-48, 1989
53. Starck G, Lonn L, Cederblad A, et al: Dose reduction for body composition measurements with CT. Appl Radiat Isot 49(5-6):561-3, 1998
54. Ross R, Goodpaster B, Kelley D, et al: Magnetic resonance imaging in human body composition research. From quantitative to qualitative

tissue measurement. Ann N Y Acad Sci 904:12-7, 2000
55. Abate N, Burns D, Peshock RM, et al: Estimation of adipose tissue mass by magnetic resonance imaging: validation against dissection in human cadavers. J Lipid Res 35(8):1490-1496, 1994
56. Mitsiopoulos N, Baumgartner RN, Heymsfield SB, et al: Cadaver validation of skeletal muscle measurement by magnetic resonance imaging and computerized tomography. J Appl Physiol 85(1):115-22, 1998
57. Booth RA, Goddard BA, Paton A: Measurement of fat thickness in man: a comparison of ultrasound, Harpenden calipers and electrical conductivity. Br J Nutr 20(4):719-725, 1966
58. Borkan GA, Hults DE, Cardarelli J, et al: Comparison of ultrasound and skinfold measurements in assessment of subcutaneous and total fatness. Am J Phys Anthropol 58(3):307-313, 1982
59. Fanelli MT, Kuczmarski RJ: Ultrasound as an approach to assessing body composition. Am J Clin Nutr 39(5):703-9, 1984
60. Chiba T, Lloyd DA, Bowen A, et al: Ultrasonography as a method of nutritional assessment. JPEN J Parenter Enteral Nutr 13(5):529-534, 1989
61. Conway J, Norris K: Noninvasive body composition in humans by near infrared interactance, in: Ellis, KJ, Yasumura, S, Morgan, WD, editors: In vivo body composition studies. London, England: Physical Sciences in Medicine.; 1987
62. Conway JM, Norris KH, Bodwell CE: A new approach for the estimation of body composition: infrared interactance. Am J Clin Nutr 40(6):1123-1130, 1984
63. McLean KP, Skinner JS: Validity of Futrex-5000 for body composition determination. Med Sci Sports Exerc 24(2):253-8, 1992
64. Williams DP, Going SB, Milliken LA, et al: Practical techniques for assessing body composition in middle-aged and older adults. Med Sci Sports Exerc 27(5):776-83, 1995
65. Thomas DW, Ryde SJ, Ali PA, et al: The performance of an infra-red interactance instrument for assessing total body fat. Physiol Meas 18(4):305-15, 1997
66. Brooke-Wavell K, Jones PR, Norgan NG, et al: Evaluation of near infra-red interactance for assessment of subcutaneous and total body fat. Eur J Clin Nutr 49(1):57-65, 1995
67. Wilmore KM, McBride PJ, Wilmore JH: Comparison of bioelectric impedance and near-infrared interactance for body composition assessment in a population of self-perceived overweight adults. Int J Obes Relat Metab Disord 18(6):375-81, 1994
68. Segal KR, Gutin B, Presta E, et al: Estimation of human body composition by electrical impedance methods: a comparative study. J Appl Physiol 58(5):1565-71, 1985
69. Lukaski HC, Bolonchuk WW, Hall CB, et al: Validation of tetrapolar bioelectrical impedance method to assess human body composition. J Appl Physiol 60(4):1327-1332, 1986
70. Ellis KJ, Wong WW: Human hydrometry: comparison of multifrequency bioelectrical impedance with 2H2O and bromine dilution. J Appl Physiol 85(3):1056-1062, 1998
71. Lukaski HC: Biological indexes considered in the derivation of the bioelectrical impedance analysis. Am J Clin Nutr 64(3 Suppl):397S-404S, 1996
72. Bioelectrical Impedance Analysis in Body Composition Measurement: NIH Technology Assessment Conference. Bethesda, MD, US Dept of Health and Human Services, 1994
73. Baumgartner RN: Electrical Impedance and Total Body Electrical Conductivity. Champaign, IL, Human Kinetics, 1996
74. Foster KR, Lukaski HC: Whole-body impedance--what does it measure? Am J Clin Nutr 64(3 Suppl):388S-396S, 1996
75. Gudivaka R, Schoeller DA, Kushner RF, et al: Single- and multifrequency models for bioelectrical impedance analysis of body water compartments. J Appl Physiol 87(3):1087-96, 1999
76. Kyle UG, Bosaeus I, Lorenzo AD, et al: Bioelectrical impedance analysis: part I: review of principles and methods. Clin Nutr (23):1226-1243, 2004
77. De Lorenzo A, Andreoli A, Matthie J, et al: Predicting body cell mass with bioimpedance by using theoretical methods: a technological review. J Appl Physiol 82(5):1542-1558, 1997
78. Hoffer EC, Meador CK, Simpson DC: Correlation of whole-body impedance with total body water volume. J Appl Physiol 27(4):531-4, 1969
79. Gudivaka R, Schoeller DA, Ho T, et al: Effect of body position, electrode placement, and time on prediction of total body water by multifrequency bioelectrical impedance analysis. Age Nutr 5:111-117, 1994
80. McCullough AJ, Mullen KD, Kalhan SC: Measurements of total body and extracellular water in cirrhotic patients with and without ascites. Hepatology 14(6):1102-11, 1991
81. Lehnert ME, Clarke DD, Gibbons JG, et al: Estimation of body water compartments in cirrhosis by multiple-frequency bioelectrical-impedance analysis. Nutrition 17(1):31-4, 2001
82. Pirlich M, Schutz T, Spachos T, et al: Bioelectrical impedance analysis is a useful bedside technique to assess malnutrition in cirrhotic patients with and without ascites. Hepatology 32(6):1208-15, 2000
83. Zillikens MC, van den Berg JW, Wilson JH, et al: Whole-body and segmental bioelectrical-impedance analysis in patients with cirrhosis of the liver: changes after treatment of ascites. Am J Clin Nutr 55(3):621-5, 1992
84. Gray DS, Bray GA, Gemayel N, et al: Effect of obesity on bioelectrical impedance. Am J Clin Nutr 50(2):255-60, 1989
85. van der Kooy K, Leenen R, Deurenberg P, et al: Changes in fat-free mass in obese subjects after weight loss: a comparison of body composition measures. Int J Obes Relat Metab Disord 16(9):675-83, 1992
86. Swan PD, McConnell KE: Anthropometry and bioelectrical impedance inconsistently predicts fatness in women with regional adiposity. Med Sci Sports Exerc 31(7):1068-75, 1999
87. Eisenkolbl J, Kartasurya M, Widhalm K: Underestimation of percentage fat mass measured by bioelectrical impedance analysis compared to dual energy X-ray absorptiometry method in obese children. Eur J Clin Nutr 55(6):423-9, 2001
88. Kushner RF, Kunigk A, Alspaugh M, et al: Validation of bioelectrical-impedance analysis as a measurement of change in body composition in obesity. Am J Clin Nutr 52(2):219-23, 1990
89. Deurenberg P, van der Kooy K, Leenen R, et al: Sex and age specific prediction formulas for estimating body composition from bioelectrical impedance: a cross-validation study. Int J Obes 15(1):17-25, 1991
90. Lukaski HC, Siders WA, Nielsen EJ, et al: Total body water in pregnancy: assessment by using bioelectrical impedance. Am J Clin Nutr 59(3):578-585, 1994
91. Scheltinga MR, Jacobs DO, Kimbrough TD, et al: Alterations in body fluid content can be detected by bioelectrical impedance analysis. J Surg Res 50(5):461-8, 1991
92. Organ LW, Bradham GB, Gore DT, et al: Segmental bioelectrical impedance analysis: theory and application of a new technique. J Appl Physiol 77(1):98-112, 1994
93. Baumgartner RN, Chumlea WC, Roche AF: Estimation of body composition from bioelectric impedance of body segments. Am J Clin Nutr 50(2):221-226, 1989
94. Bartok C, Atkinson RL, Schoeller DA: Measurement of nutritional status in simulated microgravity by bioelectrical impedance spectroscopy. J Appl Physiol 95(1):225-232, 2003
95. Pace N, Rathbun EN: Studies on body composition III: the body water and chemically combined nitrogen content in relation to fat content. J Biol Chem. 158:685-691, 1945
96. Fomom SJ, Haschke F, Ziegler EE, et al: Body composition of reference children from birth to age 10 years. Am J Clin Nutr 35(5 Suppl):1169-75, 1982
97. Bray GA, DeLany JP, Harsha DW, et al: Evaluation of body fat in fatter and leaner 10-y-old African American and white children: the Baton Rouge Children's Study. Am J Clin Nutr 73(4):687-702, 2001
98. Beddoe AH, Streat SJ, Hill GL: Hydration of fat-free body in proteindepleted patients. Am J Physiol 249(2 Pt 1):E227-233, 1985
99. Kushner RF: Bioelectrical impedance analysis: a review of principles and applications. J Am Coll Nutr 11(2):199-209, 1992
100. Buchholz AC, Bartok C, Schoeller DA: The validity of bioelectrical impedance models in clinical populations. Nutr Clin Pract (19):433-446, 2004
101. Kotler DP, Burastero S, Wang J, et al: Prediction of body cell mass, fat-free mass, and total body water with bioelectrical impedance analysis: effects of race, sex, and disease. Am J Clin Nutr 64(3 Suppl):489S-497S, 1996
102. Janssen YJ, Deurenberg P, Roelfsema F: Using dilution techniques and multifrequency bioelectrical impedance to assess both total body

water and extracellular water at baseline and during recombinant human growth hormone (GH) treatment in GH-deficient adults. J Clin Endocrinol Metab 82(10):3349-55, 1997
103. Bedogni G, Merlini L, Ballestrazzi A, et al: Multifrequency bioelectric impedance measurements for predicting body water compartments in duchenne muscular dystrophy. Neuromuscul Disord 6(1):55-60, 1996
104. Desport JC, Preux PM, Guinvarc'h S, et al: Total body water and percentage fat mass measurements using bioelectrical impedance analysis and anthropometry in spinal cord-injured patients. Clin Nutr 19(3):185-190, 2000
105. Visser M, Deurenberg P, van Staveren WA: Multi-frequency bioelectrical impedance for assessing total body water and extracellular water in elderly subjects. Eur J Clin Nutr 49(4):256-66, 1995
106. Vache C, Rousset P, Gachon P, et al: Bioelectrical impedance analysis measurements of total body water and extracellular water in healthy elderly subjects. Int J Obes Relat Metab Disord 22(6):537-43, 1998
107. Olde Rikkert MG, Deurenberg P, Jansen RW, et al: Validation of multifrequency bioelectrical impedance analysis in monitoring fluid balance in healthy elderly subjects. J Gerontol A Biol Sci Med Sci 52(3):M137-41, 1997
108. Ritz P: Bioelectrical impedance analysis estimation of water compartments in elderly diseased patients: the source study. J Gerontol A Biol Sci Med Sci 56(6):M344-8, 2001
109. Deurenberg P, Wolde-Gebriel Z, Schouten FJ: Validity of predicted total body water and extracellular water using multifrequency bioelectrical impedance in an Ethiopian population. Ann Nutr Metab 39(4):234-241, 1995
110. Borghi A, Bedogni G, Rocchi E, et al: Multi-frequency bioelectric impedance measurements for predicting body water compartments in patients with non-ascitic liver cirrhosis. Br J Nutr 76(3):325-332, 1996
111. Deurenberg P, Schouten FJ: Loss of total body water and extracellular water assessed by multifrequency impedance. Eur J Clin Nutr 46(4):247-255, 1992
112. Bedogni G, Polito C, Severi S, et al: Altered body water distribution in subjects with juvenile rheumatoid arthritis and its effects on the measurement of water compartments from bioelectric impedance. Eur J Clin Nutr 50(6):335-339, 1996
113. van Marken Lichtenbelt WD, Westerterp KR, Wouters L, et al: Validation of bioelectrical-impedance measurements as a method to estimate body-water compartments. Am J Clin Nutr 60(2):159-66, 1994
114. O'Brien C, Baker-Fulco CJ, Young AJ, et al: Bioimpedance assessment of hypohydration. Med Sci Sports Exerc 31(10):1466-71, 1999
115. Bartok C, Schoeller DA, Randall Clark R, et al: The effect of dehydration on wrestling minimum weight assessment. Med Sci Sports Exerc 36(1):160-167, 2004
116. Zhu F, Schneditz D, Kaufman AM, et al: Estimation of body fluid changes during peritoneal dialysis by segmental bioimpedance analysis. Kidney Int 57(1):299-306, 2000
117. Thomas BJ, Cornish BH, Ward LC, et al: A comparison of segmental and wrist-to-ankle methodologies of bioimpedance analysis. Appl Radiat Isot 49(5-6):477-8, 1998
118. Matthie JR, Withers P: Impedance measurements of body-water compartments. Am J Clin Nutr 61(5):1167-9, 1995
119. Cox-Reijven PL, Soeters PB: Validation of bio-impedance spectroscopy: effects of degree of obesity and ways of calculating volumes from measured resistance values. Int J Obes Relat Metab Disord 24(3):271-280, 2000
120. Cox-Reijven PL, van Kreel B, Soeters PB: Accuracy of bioelectrical impedance spectroscopy in measuring changes in body composition during severe weight loss. JPEN J Parenter Enteral Nutr 26(2):120-127, 2002
121. Patel RV, Matthie JR, Withers PO, et al: Estimation of total body and extracellular water using single- and multiple-frequency bioimpedance. Ann Pharmacother 28(5):565-9, 1994
122. Van Loan MD, Withers P, Matthie J, et al: Use of Bioimpedance Spectroscopy to Determine Extracellular Fluid, Intracellular Fluid, Total Body Water, and Fat-Free Mass: Human Body Composition: In Vivo Methods, Models and Assessment. New York, NY, Plenum Press, 1992
123. Armstrong LE, Kenefick RW, Castellani JW, et al: Bioimpedance spectroscopy technique: intra-, extracellular, and total body water. Med Sci Sports Exerc 29(12):1657-1663, 1997
124. Deurenberg P, Andreoli A, de Lorenzo A: Multi-frequency bioelectrical impedance: a comparison between the Cole-Cole modelling and Hanai equations with the classical impedance index approach. Ann Hum Biol 23(1):31-40, 1996
125. van Marken Lichtenbelt WD, Snel YE, Brummer RJ, et al: Deuterium and bromide dilution, and bioimpedance spectrometry independently show that growth hormone-deficient adults have an enlarged extracellular water compartment related to intracellular water. J Clin Endocrinol Metab 82(3):907-11, 1997
126. Cox-Reijven PL, van Kreel B, Soeters PB: Bioelectrical 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 78(6):1111-1119, 2003
127. Schwenk A, Eschner W, Kremer G, et al: Assessment of intracellular water by whole body bioelectrical impedance and total body potassium in HIV-positive patients. Clin Nutr 19(2):109-13, 2000
128. Paton NI, Elia M, Jennings G, et al: Bioelectrical impedance analysis in human immunodeficiency virus-infected patients: comparison of single frequency with multifrequency, spectroscopy, and other novel approaches. Nutrition 14(9):658-66, 1998
129. Plank LD, Monk DN, Woollard GA, et al: Evaluation of multifrequency bioimpedance spectroscopy for measurement of the extracellular water space in critically ill patients. Appl Radiat Isot 49(5-6):481-3, 1998
130. Patel RV, Peterson EL, Silverman N, et al: Estimation of total body and extracellular water in post-coronary artery bypass graft surgical patients using single and multiple frequency bioimpedance. Crit Care Med 24(11):1824-8, 1996
131. Ho LT, Kushner RF, Schoeller DA, et al: Bioimpedance analysis of total body water in hemodialysis patients. Kidney Int 46(5):1438-42, 1994
132. Cox-Reijven PL, Kooman JP, Soeters PB, et al: Role of bioimpedance spectroscopy in assessment of body water compartments in hemodialysis patients. Am J Kidney Dis 38(4):832-838, 2001
133. Deurenberg P, Andreoli A, Borg P, et al: The validity of predicted body fat percentage from body mass index and from impedance in samples of five European populations. Eur J Clin Nutr 55(11):973-979, 2001
134. Deurenberg P, Deurenberg-Yap M: Validation of skinfold thickness and hand-held impedance measurements for estimation of body fat percentage among Singaporean Chinese, Malay and Indian subjects. Asia Pac J Clin Nutr 11(1):1-7, 2002
135. Lukaski HC, Siders WA: Validity and accuracy of regional bioelectrical impedance devices to determine whole-body fatness. Nutrition 19(10):851-857, 2003
136. Jartti L, Hakanen M, Paakkunainen U, et al: Comparison of hand-to-leg and leg-to-leg bioelectric impedance devices in the assessment of body adiposity in prepubertal children. the STRIP study. Special Turku coronary Risk factor Intervention Project. Acta Paediatr 89(7):781-6, 2000
137. Jebb SA, Cole TJ, Doman D, et al: Evaluation of the novel Tanita body-fat analyser to measure body composition by comparison with a four-compartment model. Br J Nutr 83(2):115-22, 2000
138. Lazzer S, Boirie Y, Meyer M, et al: Evaluation of two foot-to-foot bioelectrical impedance analysers to assess body composition in overweight and obese adolescents. Br J Nutr 90(5):987-92, 2003
139. Sung RY, Lau P, Yu CW, et al: Measurement of body fat using leg to leg bioimpedance. Arch Dis Child 85(3):263-7, 2001
140. Spencer CE, Lingard JM, Bermingham MA: Comparison of a footpad analyser with a tetrapolar model for the determination of percent body fat in young men. J Sci Med Sport 6(4):455-60, 2003
141. Forbes GB: Human Body Composition. New York, NY, Springer Verlag, 1987
142. Lukaski HC: Assessing regional muscle mass with segmental measurements of bioelectrical impedance in obese women during weight loss. Ann N Y Acad Sci 904:154-158, 2000
143. Bracco D, Thiebaud D, Chiolero RL, et al: Segmental body composition assessed by bioelectrical impedance analysis and DEXA in humans. J Appl Physiol 81(6):2580-2587, 1996
144. Kyle UG, Genton L, Slosman DO, et al: Fat-free and fat mass

percentiles in 5225 healthy subjects aged 15 to 98 years. Nutrition (17):534-541, 2001
145. Barbosa-Silva MCG, Barros AJD, Wang J, et al: Bioelectrical impedance analysis: population reference values for phase angle by age and sex. Am J Clin Nutr (82):49-52, 2005
146. Bosy-Westphal A, Danielzik S, Dörhöfer R, et al: Phase angle from bioelectrical impedance analysis: population reference values by age, sex, and body mass index. J Parent Enter Nutr (30):309-316, 2006
147. Ott M, Fischer H, Polat H, et al: Bioelectrical impedance analysis as a predictor of survival in patients with human immunodeficiency virus infection. J Acquir Immune Defic Syndr Hum Retrovirol 9(1):20-5, 1995
148. Fein PA, Gundumalla G, Jorden A, et al: Usefulness of bioelectrical impedance analysis in monitoring nutrition status and survival of peritoneal dialysis patients. Adv Perit Dial 18:195-199, 2002
149. 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 (18):153-167, 2002
150. Schoeller DA: Bioelectrical impedance analysis. What does it measure? Ann N Y Acad Sci 904:159-162, 2000
151. Schoeller DA: Update: NIH consensus conference. Bioelectrical impedance analysis for the measurement of human body composition: where do we stand and what is the next step? Nutrition 12(11-12):760-762, 1996
152. Oldham NM: Overview of bioelectrical impedance analyzers. Am J Clin Nutr 64(3 Suppl):405S-412S, 1996
153. Oppliger RA, Bartok C: Hydration testing of athletes. Sports Med 32(15):959-71, 2002
154. Pollock ML, Jackson AS: Research progress in validation of clinical methods of assessing body composition. Med Sci Sports Exerc 16(6):606-615, 1984
155. Frisancho A: Anthropometric standards for the assessment of growth and nutritional status. Ann Arbor, University of Michigan Press, 1990
156. Lohman TG: Anthropometry and body composition, in: Lohman, TG, Roche, AF, Martorell, R, editors: Anthropometric standardization reference manual. Champaign, IL: Human Kinetics Books; 1988
157. Lohman TG: Skinfolds and body density and their relation to body fatness: a review. Hum Biol 53(2):181-225, 1981
158. Brozek J, Keys A: The evaluation of leanness-fatness in man; norms and interrelationships. Br J Nutr 5(2):194-206, 1951
159. Jackson AS, Pollock ML, Ward A: Generalized equations for predicting body density of women. Med Sci Sports Exerc 12(3):175-181, 1980
160. Pollock ML, Laughridge EE, Coleman B, et al: Prediction of body density in young and middle-aged women. J Appl Physiol 38(4):745-749, 1975
161. Jackson AS, Pollock ML: Generalized equations for predicting body density of men. Br J Nutr 40(3):497-504, 1978
162. Lohman TG: The use of skinfolds to estimate body fatness on children and youth. J Phys Educ Recreat Dance 58(9):98-102, 1987
163. Ross J, Pate R, Delpy L, et al: New health-related fitness norms. J Phys Edu Recreat Dance 58(9):66-70, 1987
164. Norms for college students: Health-related physical fitness test. Reston, VA: American Alliance for Health, Physical Education, Recreation, and Dance; 1985.
165. Baun WB, Baun MR, Raven PB: A nomogram for the estimate of percent body fat from generalized equations. Res Q Exerc Sport 52(3):380-384, 1981
166. Durnin JV, Womersley J: Body fat assessed from total body density and its estimation from skinfold thickness: measurements on 481 men and women aged from 16 to 72 years. Br J Nutr 32(1):77-97, 1974
167. Peterson MJ, Czerwinski SA, Siervogel RM: Development and validation of skinfold-thickness prediction equations with a 4-compartment model. Am J Clin Nutr (77):1185-1191, 2003
168. Garcia AL, Wagner K, Hothorn T, et al: Improved prediction of body fat by measuring skinfold thickness, circunferences, and bone breaths. Obes Res 13(3):626-634, 2005
169. Frisancho AR: New norms of upper limb fat and muscle areas for assessment of nutritional status. Am J Clin Nutr 34:2540-2545, 1981
170. Lukaski HC: Assessing muscle mass, in: Heymsfield, SB, Lohman, TG, Wang, Z, et al., editors: Human Body Composition. 2a ed. Champaign: Human Kinetics; 2005. p. 203-218
171. Lee RC, Wang ZM, Heo M, et al: Total-body skeletal muscle mass: development and cross-validation of antropometric prediction models. Am J Clin Nutr (72):796-803, 2000
172. Keshaviah PR, Nolph KD, Moore HL, et al: Lean body mass estimation by creatinine kinectics. J Am Soc Nephrol (4):1475-1485, 1994
173. Bistrian BR, Blackburn GL, Sherman M, et al: Therapeutic index of nutritional depletion in hospitalized patients. Surg Gynecol Obstet 141(4):512-516, 1975
174. Heymsfield SB, Arteaga C, McManus C, et al: Measurement of muscle mass in humans: Validity of the 24-hour urinary creatinine method. Am J Clin Nutr (37):478-486, 1983
175. Lukaski H, Mendez J: Relationship between fat-free weight and urinary 3-methythistidine excretion in man. Metabolism 29(8):758-761, 1980
176. Lukaski HC, Mendez J, Buskirk ER, et al: Relationship between endogenous 3-methylhistidine excretion and body composition. Am J Physiol 240(3):E302-307, 1981
177. Imbembo AL, Walser M: Nutritional assessment, in: Walser, M, A.L.Imbembo, Margolis, S, editors: Nutritional management: The John's Hopkins Handbook. Philadelphia: W.B.Saunders; 1984. p. 24
178. Long CL, Birkhan RH, Geiger RN, et al: Urinary excretion of 3-methyl-histidine: an assessment of muscle protein catabolism in adult normal subjects and during malnutrition, sepsis, and trauma. Metabolism 30:765-776, 1981
179. Lopes J, Russell D, Whitwall J, et al: Skeletal muscle function in malnutrition. Am J Clin Nutr 36:602-610, 1982
180. Solomons NW, Allen LH: The functional assessment of nutritional status: Principles, practice and potential. Nutr Rev 41:33-50, 1983
181. Brough W, Horne G, Blount A, et al: Effects of nutrient intake, surgery, sepsis, and long-term administration of steroids on muscle function. Br Med J 293:983-988, 1986
182. Christie PM, Hill GL: Effect of intravenous nutrition on nutrition and function in acute attacks of inflammatory bowel disease. Gastroenterology 99:730-736, 1990
183. Klidjian AM, Foster KJ, Kammerling RM, et al: Relation of anthropometric and dynamometric variables to serious post-operative complications. Br Med J 2:899-901, 1980
184. Hunt DR, Rowlands BJ, Johnston D: Hand grip strength: A simple prognostic indicator in surgical patients. JPEN J Parenter Enteral Nutr 9:701-704, 1985
185. Webb AR, Newman LA, Taylor M, et al: Hand grip dynamometry as a predictor of postoperative complications reappraisal using age standardized grip strengths. JPEN J Parenter Enteral Nutr 13(1):30-33, 1989
186. Rantanen T, Volpato S, Ferrucci L, et al: Handgrip strengh and cause-especific and total mortality in older disabled women: exploring the mechanisms. J Am Geriatr Soc (51):636-640, 2003
187. Heimbürger O, Qureshi AR, Blaner WS, et al: Hand-grip muscle strengh, lean body mass, and plasma proteins as markers of nutritional status in patients with chronic renal failure close to start of dialysis therapy. Am J Kidney Dis (36):1213-1218, 2000
188. Man WD, Soliman MG, Nikoletou D, et al: Non-volitional assessment of skeletal muscle strength in patients with chronic obstructive pulmonary disease. Thorax 58:665-667, 2003
189. De Ruiter CJ, Jongen PJ, van der Woude LH, et al: Contractile speed and fatigue of addutor pollicis muscle in multiple sclerosis. Muscle Nerve 24:1173-1177, 2001
190. Lameu E, Gerude MF: Músculo Adutor do Polegar, in: Lameu, E, editor. Clínica Nutricional. Rio de Janeiro: Revinter; 2005. p. 189-196
191. Brooks SD, Kearns PJ, Sucher K: Reliability of muscle function testing. JPEN J Parenter Enteral Nutr 20(suppl):24S. Abstract, 1996
192. Finn PJ, Plank LD, Clark MA, et al: Assessment of involuntary muscle function in patients after critical injury or severe sepsis. JPEN J Parenter Enteral Nutr 20:332-337, 1996
193. Brooks SD, Kearns PJ: Muscle function analysis: An alternative

nutrition assessment technique. Support Line 19(2):12-15, 1997
194. Jeejeebhoy KN: Bulk or bounce: The object of nutritional support. JPEN J Parenter Enteral Nutr 12:539-549, 1988
195. Shizgal HM, Vasilevsky CA, Gardiner PF, et al: Nutritional assessment and skeletal muscle function. Am J Clin Nutr 44:761-771, 1986

APÊNDICE 1 Porcentagem de Massa Gorda Corporal Estimada Através da Somatória de Quatro Pregas Cutâneas (Bíceps, Tríceps, Subescapular e Suprailíaca) para Homens e Mulheres

HOMENS									
Pregas cutâneas (soma) (mm)	Idade (anos)				Pregas cutâneas (soma) (mm)	Idade (anos)			
	17-29	30-39	40-49	50+		17-29	30-39	40-49	50+
15	4,8	-	-	-	115	26,4	30,6	38,4	36,7
20	6,1	12,2	12,2	12,6	120	30,0	31,1	37,0	40,4
25	10,5	14,2	15,0	15,6	125	31,0	31,5	37,6	41,1
30	12,6	15,2	17,7	19,6	130	31,5	31,9	36,2	41,8
35	14,7	17,7	19,6	20,8	135	32,0	32,3	38,7	42,4
40	15,4	16,2	21,4	22,9	140	32,5	32,7	36,2	43,0
45	17,7	20,4	23,0	24,7	145	32,9	33,1	39,7	43,6
50	19,0	21,5	24,6	26,5	150	33,3	33,5	40,2	44,1
55	20,1	22,5	25,6	27,6	155	33,7	33,9	46,7	44,6
60	21,2	23,5	27,1	29,2	160	34,1	34,3	41,2	45,1
65	22,2	24,3	26,2	30,4	165	34,5	34,6	41,6	45,6
70	23,1	25,1	29,3	31,6	170	34,6	34,6	42,0	46,1
75	24,0	25,9	30,3	32,7	175	35,3	-	-	-
80	24,8	26,6	31,2	33,8	180	35,6	-	-	-
85	25,5	27,2	32,1	34,8	185	35,9	-	-	-
90	26,2	27,8	33,0	35,6	190	-	-	-	-
95	26,9	26,4	33,7	36,5	195	-	-	-	-
100	27,6	29,0	34,4	37,4	200	-	-	-	-
105	26,2	29,6	35,1	36,2	205	-	-	-	-
110	26,6	30,1	35,6	39,0	210	-	-	-	-

MULHERES									
Pregas cutâneas (soma) (mm)	Idade (anos)				Pregas cutâneas (soma) (mm)	Idade (anos)			
	16-29	30-39	40-49	50+		16-29	30-39	40-49	50+
15	10,5	-	-	-	115	36,4	39,1	41,5	44,5
20	14,1	17,0	16,9	21,4	120	39,0	39,8	42,0	45,1
25	16,8	16,4	22,2	24,6	125	36,6	40,1	42,5	45,7
30	16,5	21,6	24,5	26,6	130	40,2	40,8	43,0	46,2
35	21,5	23,7	26,4	28,5	135	40,6	41,1	43,5	46,7
40	23,4	25,5	29,2	30,3	140	41,3	41,6	44,0	47,2
45	25,0	26,9	29,6	31,9	145	41,8	42,1	44,5	47,7
50	26,5	26,2	31,6	33,4	150	42,3	42,6	45,0	46,2
55	27,6	29,4	32,1	34,6	155	42,9	43,1	45,4	46,7
60	29,1	30,8	33,2	35,7	160	43,3	43,6	45,6	49,2
65	30,2	31,6	34,1	36,7	165	43,7	44,0	46,2	46,6
70	31,2	32,5	35,0	37,7	170	44,1	44,4	48,6	50,0
75	32,2	33,4	35,6	38,7	175	-	44,8	47,0	50,4
80	33,1	34,3	36,7	36,5	180	-	45,2	47,4	50,8
85	34,0	35,1	37,5	46,4	185	-	45,6	47,8	51,2
90	34,6	35,8	38,3	41,2	190	-	45,8	48,2	51,6
95	35,6	36,5	39,0	41,9	195	-	46,2	48,5	52,0
100	36,4	37,2	39,7	42,6	200	-	46,5	46,9	52,4
105	37,1	37,9	40,4	43,3	205	-	-	49,1	52,7
110	37,6	38,8	41,6	43,6	210	-	-	49,4	53,0

Fonte: Durnin, J.V.G.A., Womersley, J. Br. J. Nutr., 1974.

APÊNDICE 2 Percentis para Circunferência Muscular do Braço e Área Muscular do Braço – Referência para Homens e Mulheres

HOMENS														
Idade (anos)	Circunferência Muscular do Braço (CMB) em mm							Área Muscular do Braço (AMB) em mm²						
	5	10	25	50	75	90	95	5	10	25	50	75	90	95
1-1,9	110	113	119	127	135	144	147	956	1014	1133	1278	1447	1644	1720
2-2,9	111	114	122	130	140	146	150	973	1040	1190	1345	1557	1690	1787
3-3,9	117	123	131	137	143	148	153	1095	1201	1357	1484	1618	1750	1853
4-4,9	123	126	133	141	148	156	159	1297	1264	1408	1579	1747	1926	2008
5-5,9	128	133	140	147	154	162	169	1298	1411	1550	1720	1884	2089	2285
6-6,9	131	135	142	151	161	170	177	1360	1447	1605	1815	2056	2297	2493
7-7,9	137	139	151	160	168	177	180	1497	1548	1808	2027	2246	2494	2886
8-8,9	140	145	154	162	170	182	187	1550	1664	1895	2089	2296	2628	2788
9-9,9	151	154	161	170	183	196	202	1811	1884	2067	2288	2657	3053	3257
10-10,9	156	160	166	180	191	209	221	1930	2027	2182	2575	2903	3486	3882
11-11,9	159	165	173	183	195	205	230	2016	2156	2382	2670	3022	3359	4226
12-12,9	167	171	182	195	210	223	241	2216	2339	2649	3022	3496	3968	4640
13-13,9	172	179	196	211	226	238	245	2363	2546	3044	3553	4081	4502	4794
14-14,9	189	199	212	223	240	260	264	2830	3147	3586	3963	4575	5368	5530
15-15,9	199	204	218	237	254	266	272	3138	3317	3788	4481	5134	5631	5900
16-16,9	213	225	234	249	269	287	296	3625	4044	4352	4951	5753	6576	6980
17-17,9	224	231	245	258	273	294	312	3998	4252	4777	5286	5950	6886	7726
18-18,9	226	237	252	264	283	298	324	4070	4481	5066	5552	6374	7067	8355
19-24,9	238	245	257	273	289	309	321	4508	4777	5274	5913	6660	7606	8200
25-34,9	243	250	264	279	298	314	326	4694	4963	5541	6214	7067	7847	8436
35-44,9	247	255	269	286	302	318	327	4844	5181	5740	6490	7265	8034	8488
45-54,9	239	249	265	281	300	315	326	4546	4946	5589	6297	7142	7918	8458
55-64,9	236	245	260	278	295	310	320	4422	4783	5381	6144	6919	7670	8149
65-74,9	223	235	251	268	284	298	306	3973	4411	5031	5716	5432	7074	7453
MULHERES														
Idade (anos)	Circunferência Muscular do Braço (CMB) em mm							Área Muscular do Braço (AMB) em mm²						
	5	10	25	50	75	90	95	5	10	25	50	75	90	95
1-1,9	105	111	117	124	132	139	143	885	973	1084	1221	1378	1535	1621
2-2,9	111	114	119	126	133	142	147	973	1029	1119	1269	1405	1595	1727
3-3,9	113	119	124	132	140	146	152	1014	1133	1227	1396	1563	1690	1846
4-4,9	115	121	128	136	144	152	157	1058	1171	1313	1475	1644	1832	1958
5-5,9	125	128	134	142	151	159	165	1238	1301	1423	1598	1825	2012	2159
6-6,9	130	133	138	145	154	166	171	1354	1414	1513	1683	1877	2182	2323
7-7,9	129	135	142	151	160	171	176	1330	1441	1602	1815	2045	2332	2469
8-8,9	138	140	151	160	171	183	194	1513	1566	1808	2034	2327	2657	2996
9-9,9	147	150	158	167	180	194	198	1723	1788	1976	2227	2571	2987	3112
10-10,9	148	150	159	170	180	190	197	1740	1784	2019	2296	2583	2873	3093
11-11,9	150	158	171	181	196	217	223	1784	1987	2316	2612	3071	3739	3953
12-12,9	162	166	180	191	201	214	220	2092	2182	2579	2904	3225	3655	3847
13-13,9	169	175	183	198	211	226	240	2269	2426	2657	3130	3529	4081	4568
14-14,9	174	179	190	201	216	232	247	2418	2562	2874	3220	3704	4294	4850
15-15,9	175	178	189	202	215	228	244	2426	2518	2847	3248	3689	4123	4756
16-16,9	170	180	190	202	216	234	249	2308	2567	2865	3248	3718	4353	4946
17-17,9	175	183	194	205	221	239	257	2442	2674	2996	3336	3883	4552	5251
18-18,9	174	179	195	202	215	237	245	2398	2538	2917	3243	3694	4461	4767
19-24,9	179	185	195	207	221	236	249	2538	2728	3026	3406	3877	4439	4940
25-34,9	183	188	199	212	228	246	264	2661	2826	3148	3573	4138	4806	5541
35-44,9	186	192	205	218	236	257	272	2750	2948	3359	3783	4428	5240	5877
45-54,9	187	193	206	220	238	260	274	2784	2956	3378	3858	4520	5375	5964
55-64,9	187	196	209	225	244	266	280	2784	3063	3477	4045	4750	5632	6247
65-74,9	185	195	208	225	244	264	279	2737	3018	3444	4019	4739	5566	6214

Fonte: Frisancho, A.R. Am. J. Clin. Nutr., 1981.

APÊNDICE 3 Percentis para Área de Gordura do Braço (AGB), em mm^2 – Referência para Homens e Mulheres

Idade (anos)	HOMENS							MULHERES						
	5	10	25	50	75	90	95	5	10	25	50	75	90	95
1-1,9	452	486	590	741	895	1036	1176	401	466	578	706	847	1022	1140
2-2,9	434	504	578	737	871	1044	1148	469	526	642	747	894	1061	1173
3-3,9	464	519	590	736	868	1071	1151	473	529	659	822	967	1106	1158
4-4,9	428	494	598	722	859	989	1085	490	541	654	766	907	1109	1236
5-5,9	446	488	582	713	914	1176	1299	470	529	647	812	991	1330	1536
6-6,9	371	446	539	678	896	1115	1519	464	508	638	827	1009	1263	1436
7-7,9	423	473	574	758	1011	1393	1511	491	560	706	920	1135	1407	1644
8-8,9	410	460	588	725	1003	1248	1558	527	634	769	1042	1383	1872	2482
9-9,9	485	527	635	859	1252	1864	2081	642	690	933	1219	1584	2171	2524
10-10,9	523	543	738	982	1376	1906	2609	616	702	842	1141	1608	2500	3005
11-11,9	536	595	754	1148	1710	2348	2574	707	802	1015	1301	1942	2730	3690
12-12,9	554	650	874	1172	1558	2536	3580	782	854	1090	1511	2056	2666	3369
13-13,9	475	570	812	1096	1702	2744	3322	726	838	1219	1625	2374	3272	4150
14-14,9	453	563	786	1082	1608	2746	3508	981	1043	1423	1818	2403	3250	3765
15-15,9	521	595	690	931	1423	2434	3100	839	1126	1396	1886	2544	3093	4195
16-16,9	542	593	844	1078	1746	2280	3041	1126	1351	1663	2006	2598	3374	4236
17-17,9	598	698	827	1096	1636	2407	2888	1042	1267	1463	2104	2977	3864	5159
18-18,9	560	665	860	1264	1947	3302	3928	1003	1230	1616	2104	2617	3508	3733
19-24,9	594	743	963	1406	2231	3098	3652	1046	1198	1596	2166	2959	4050	4896
25-34,9	675	831	1174	1752	2459	3246	3786	1173	1399	1841	2548	3512	4690	5560
35-44,9	703	851	1310	1792	2463	3098	3624	1336	1619	2158	2898	3932	5093	5847
45-54,9	749	922	1254	1741	2359	3245	3928	1459	1803	2447	3244	4229	5416	6140
55-64,9	658	839	1166	1645	2236	2976	3466	1345	1879	2520	3369	4360	5276	6152
65-74,9	573	753	1122	1621	2199	2876	3327	1363	1681	2266	3063	3943	4914	5530

Fonte: Frisancho, A.R. Am. J. Clin. Nutr.,1981.