



CARACTERIZAÇÃO DA PELE COM ESTRIAS ALBAS, *IN VIVO*, COM
ULTRASSOM DE ALTA RESOLUÇÃO E ELASTOGRAFIA *SUPERSONIC SHEAR*
IMAGING

Cátia Pinto Carvalho

Tese de Doutorado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Biomédica, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Doutor em Engenharia Biomédica.

Orientador: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Rio de Janeiro

Junho de 2019

CARACTERIZAÇÃO DA PELE COM ESTRIAS ALBAS, *IN VIVO*, COM
ULTRASSOM DE ALTA RESOLUÇÃO E ELASTOGRAFIA *SUPERSONIC SHEAR
IMAGING*

Cátia Pinto Carvalho

TESE SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO LUIZ
COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA (COPPE) DA
UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS
REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE DOUTOR EM
CIÊNCIAS EM ENGENHARIA BIOMÉDICA.

Examinada por:

Prof. Wagner Coelho de Albuquerque Pereira, D.Sc.

Prof. Marco Antonio von Krüger, Ph.D.

Prof. Júlio Guilherme Silva, D.Sc.

Prof. Rodrigo Pereira Barretto da Costa Félix, D.Sc.

Prof^a. Thaís Pionório Omena, D.Sc.

Prof. André Victor Alvarenga, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ – BRASIL

JUNHO DE 2019

Carvalho, Cátia Pinto

Caracterização da Pele com Estrias Albas, in vivo, com Ultrassom de alta Resolução e Elastografia *Supersonic Shear Imaging*/Cátia Pinto Carvalho. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2019.

XXII, 215 p.: il.;29,7 cm.

Orientador: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Tese (Doutorado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Biomédica, 2019.

Referências Bibliográficas: p. 156-196.

1. Ultrassom. 2. Elastografia. 3. Estria. 4. Derme. 5. Pele. I. Pereira, Wagner Coelho de Albuquerque. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Biomédica. III. Título.

Agradecimentos

À Deus, por quem sou e por tudo que permitiu acontecer em minha vida.

Aos meus pais, Marilda Carvalho e Manoel Carvalho, os meus maiores bens da minha vida.

Às minhas irmãs e familiares pela confiança, incentivo, e suporte.

Aos meus colegas e amigos-irmãos conquistados no PEB, pela amizade, carinho, suporte e por tornarem o meu cotidiano muito mais “leve” e divertido.

Ao Alexandre Jacobina pela amizade e ajuda dada durante todo Doutorado.

Aos meus professores-orientadores Wagner Coelho de Albuquerque Pereira e Marco Antonio von Krüger pela amizade, ajuda, dedicação, paciência e ensinamentos transmitidos durante todos os anos de Doutorado.

A todos que direta ou indiretamente contribuíram para que eu pudesse concluir mais essa fase da minha porque sem vocês nada disso seria possível.

Agradeço também à FAPEMA, CNPq, CAPES e FAPERJ pelo apoio financeiro e infraestrutura, sem o qual este trabalho não poderia ser realizado.

Resumo da Tese apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Doutor em Ciências (D.Sc.)

CARACTERIZAÇÃO DA PELE COM ESTRIAS ALBAS, *IN VIVO*, COM
ULTRASSOM DE ALTA RESOLUÇÃO E ELASTOGRAFIA *SUPERSONIC SHEAR
IMAGING*

Cátia Pinto Carvalho

Junho/2019

Orientador: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Programa: Engenharia Biomédica

O Ultrassom de alta resolução (USAR) e a elastografia *supersonic shear imaging* (SSI) são técnicas não invasivas, não ionizantes e de fácil manuseio empregadas para estudo da pele. Porém, são raras as pesquisas usando os métodos para o estudo da pele com estrias dérmicas (ED). O estudo propôs a utilização do USAR para identificar, *in vivo*, lesões dérmicas (LD) devido a presença de ED e mensurar as espessuras das camadas sem e com estrias por meio de imagens 2D e da SSI para mensurar e comparar os valores do módulo de Young (E) na pele sem e com ED. Na fase I, imagens 2D da pele sem e com ED de dez voluntários foram usadas para medir e comparar as suas espessuras. Na fase II, elastogramas da pele sem e com ED de onze voluntários foram usados para obter valores de E à 0° , 45° , 90° e 315° às linhas de tensão da pele (LTP). LD apareceram em imagens 2D como áreas pobres de eco. Uma redução estatisticamente significativa na espessura da derme foi encontrada (valor- $p < 0,05$) na presença de EDs. Os valores médios de E em relação à LTPs foram mais elevados na pele normal a 45° ($57,72 \pm 26,49$ kPa) e a 90° ($55,40 \pm 12,04$ kPa) e, com ED, foram também a 45° ($40,15 \pm 12,26$ kPa) e a 90° ($38,33 \pm 14,36$ kPa). O USAR e a SSI mostraram serem técnicas promissoras para o estudo da pele com ED e para avaliar de modo não invasivo protocolos terapêuticos para o tratamento de ED.

Abstract of Thesis presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Doctor of Science (D.Sc.)

CHARACTERIZATION OF THE SKIN WITH ALBA STRIAE, IN VIVO, WITH
HIGH RESOLUTION ULTRASOUND AND SUPERSONIC SHEAR IMAGING
ELASTOGRAPHY

Cátia Pinto Carvalho

June/2019

Advisor: Wagner Coelho de Albuquerque Pereira

Department: Biomedical Engineering

The High resolution ultrasound (HRUS) and supersonic shear imaging (SSI) elastography are non-invasive, non-ionizing, and easy-to-use methods for analysis of the skin. However, researches are rare using the methods for the study of skin with dermal striae (DS). The study proposed the use of the USAR to identify *in vivo* dermal lesions (DL) due to the presence of DS and to measure the thicknesses of the skin without and with DS using 2D images and the use of SSI to measure and compare values of Young's modulus (E) on the skin without and with DS. The work comprised two stages. In phase I, skin 2D images without and with DS of ten volunteers were used to measure and compare their thicknesses. In phase II, skin elastography images without and with DS of the eleven volunteers were used to obtain E values at 0° , 45° , 90° and 315° to the skin tension lines (STL). DL caused for DS appeared in 2D images as poor echo areas. A statistically significant reduction in dermis thickness was found (value- $p < 0.05$) in the presence of DS. The mean E values for LTPs were higher in normal skin at 45° ($57,72 \pm 26,49$ kPa) and 90° ($55,40 \pm 12,04$ kPa) and for DS were also at 45° ($40,15 \pm 12,26$ kPa) and 90° ($38,33 \pm 14,36$ kPa). HRUS and SSI have been shown to be promising techniques in the study of the skin with DS and for non-invasive evaluating therapeutic protocols for DS treatment.

Sumário

	CAPÍTULO 1.....	1
1	INTRODUÇÃO.....	1
	CAPÍTULO 2	4
2	OBJETIVOS.....	4
2.1	Objetivo Geral	4
2.2	Objetivos Específicos	4
	CAPÍTULO 3.....	5
3	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA E REVISÃO DE LITERTURA.....	5
3.1	Sistema Tegumentar.....	5
3.1.1	Linhas de Tensão da Pele.....	11
3.2	Estrias dérmicas.....	15
3.2.1	Etiologia das estrias dérmicas.....	18
3.2.1.1	Teoria mecânica	19
3.2.1.2	Teoria endócrina.....	20
3.2.1.3	Teoria infecciosa.....	23
3.2.1.4	Teoria genética.....	24
3.2.2	Impacto social e emocional devido a presença de estrias.....	26
3.3	Métodos de diagnósticos usados em estrias dérmicas.....	27
3.3.1	Ultrassom (US).....	29
3.3.2	Parâmetros mecânicos que influenciam na elasticidade da pele.....	41
3.3.3	Elastografia.....	47
3.3.4	Fatores que influenciam na elasticidade da pele.....	54
3.3.4.1	Influência dos fatores extrínsecos.....	57
3.3.4.1.1	Influência dos métodos de avaliação.....	58
3.3.4.1.2	Influência dos tipos de ensaios.....	59
3.3.4.1.3	Influência da frequência	59
3.3.4.1.4	Influência da umidade do ar e temperatura.....	60
3.3.4.1.5	Influência da radiação ultravioleta (UV)	61
3.3.4.2	Influência de fatores intrínsecos.....	62
3.3.4.2.1	Influência da espessura da pele e do sexo.....	62
3.3.4.2.2	Influência da idade.....	63

3.3.4.2.3	Influência da região corporal.....	64
3.3.4.2.4	Influência da posição do membro e postura.....	65
3.3.4.2.5	Influência do nível de hidratação.....	66
3.3.4.2.6	Influência hormonal.....	68
3.3.4.2.7	Influência da etnia.....	68
3.3.4.2.8	Influência da disposição genética, IMC e estilo de vida.....	69
	CAPÍTULO 4.....	70
4	MATERIAIS E MÉTODOS.....	70
4.1	Etapa I. Coleta de imagens de ultrassom 2D	70
4.1.1	Voluntários.....	71
4.1.2	Ultrassom de alta resolução (USAR).....	72
4.1.3	Análise de imagens.....	76
4.1.4	Análise estatística.....	77
4.1.4.1	Amostra do estudo.....	78
4.1.4.2	Influência da frequência ultrassônica (20 e 30 MHz)	79
4.1.4.3	Comparação da espessura em função da presença de estrias.....	80
4.2	Etapa II. Coleta de imagens elastográficas.....	80
4.2.1	Voluntários	80
4.2.2	<i>Super Imaging Ultrasound (SSI)</i>	80
4.2.3	Elastogramas.....	81
4.2.4	Análise das imagens elastográficas.....	87
4.2.5	Análise estatística.....	89
4.2.5.1	Comparação entre a pele sem e com estria.....	89
4.2.5.2	Comparação entre as posições do transdutor.....	89
4.2.5.3	Comparação da elasticidade entre a pele com e sem estrias: influência do sexo e idade.....	90
	CAPÍTULO 5.....	93
5	RESULTADOS.....	93
5.1	Etapa I. Ultrassom de alta resolução.....	93
5.1.1	Voluntários.....	93
5.1.2	Imagens de ultrassom 2D.....	94
5.1.3	Análise dos dados.....	101
5.1.4	Análise estatística.....	105

5.1.4.1	Dados da amostra.....	105
5.1.4.2	Influência da frequência ultrassônica (20 e 30 MHz)	108
5.1.4.3	Comparação da espessura em função da presença de estrias.....	109
5.2	Etapa II. Elastografia	109
5.2.1	Voluntários	109
5.2.2	Elastogramas.....	110
5.2.3	Análise estatística.....	118
5.2.3.1	Comparações gerais: pele sem e com estrias.....	118
5.2.3.2	Posicionamento do transdutor sobre a pele.....	121
5.2.3.3	Comparação da elasticidade do glúteo.....	127
5.2.3.4	Comparação da elasticidade do quadril: mesmo sexo e idades distintas.....	128
5.2.3.5	Comparação da elasticidade do quadril: mesmo sexo e idade	130
5.2.3.6	Comparação da elasticidade do quadril: voluntários de diferentes sexos e mesma idade	132
	CAPÍTULO 6.....	135
6	DISCUSSÃO.....	135
6.1	Etapa I. Ultrassom de alta resolução (USAR).....	135
6.2	Etapa II. Elastografia.....	140
7	CONCLUSÃO	154
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	156
	ANEXO.....	197
	APÊNDICES.....	198

Lista de Figuras

Figura 1	Tipos de tecido epitelial e unidades celulares	6
Figura 2	Camadas da pele e seus anexos	7
Figura 3	Representações das linhas de Langer nas diferentes regiões do corpo	12
Figura 4	Padrões de estrias encontrados na região do quadril de duas mulheres (A e B) e de dois homens (C e D)	17
Figura 5	Imagem do protocolo de coleta com uso de marcadores em uma região sem EA de uma mulher com a frequência de 18 MHz.....	31
Figura 6	Imagem transversal das camadas da pele mostrando a epiderme, derme e hipoderme em uma região sem (A) e com estrias albas (B) na região do quadril de uma mulher à frequência de 18 MHz.....	31
Figura 7	Imagem da ecogenicidade das camadas da pele da região do quadril de um homem de 24 anos com a frequência de 20 MHz.....	33
Figura 8	Equipamento de biomicroscopia ultrassônica (BMU) do laboratório de Ultrassom (LUS/PEB/COPPE/UFRJ)	35
Figura 9	Transdutor de focalização esférica do equipamento de biomicroscopia ultrassônica (BMU) do Laboratório de Ultrassom (LUS/PEB/COPPE/UFRJ)	36
Figura 10	Diagrama de bloco dos componentes necessários para construção de imagem em modo-B.....	38
Figura 11	Ilustração de forças externas (<i>stress</i>) agindo sobre um sólido.....	42
Figura 12	Curva de tensão-deformação típica do tecido biológico.....	44
Figura 13	Equipamento de ultrassom modelo Aixplorer® <i>Supersonic Imaging</i>	49
Figura 14	Imagem da pele da região do quadrado lombar de uma mulher com a frequência de 20 MHz.	50

Figura 15	Representação do processo de formação de imagens elastográficas e da estimativa do módulo de Young de um meio pela técnica SSI.....	51
Figura 16	Representação da técnica de correlação cruzada entre dois sinais (S1 e S2), separados por uma distância Δx relacionadas a um atraso Δt , em uma mesma profundidade (z)	52
Figura 17	Imagem do transdutor <i>Super Linear</i> TM (SLH20-6 MHz)	53
Figura 18	Ilustração da estrutura do colágeno	55
Figura 19	Esquema representativo das fases do comportamento anisotrópico do colágeno da pele de coelhos durante aplicação de forças tensivas de tração	56
Figura 20	Esquema representativo das etapas do estudo.....	70
Figura 21	Equipamentos usados nos experimentos (etapas I e II)	72
Figura 22	Ilustração mostrando como os marcadores (M) e o transdutor (T) foram colocados na superfície da pele humana com estria alba (EA)	73
Figura 23	Diagrama da composição dos grupos e subgrupos das imagens ultrassônicas	74
Figura 24	Diagrama do reagrupamento dos grupos e subgrupos das imagens ultrassônicas.....	75
Figura 25	Imagens transversais das camadas da pele sem estrias (A) e com estrias (B) com a frequência de 20 MHz	76
Figura 26	Mensuração das dimensões das lesões dérmicas (LD) na região do braço, proximal à axila, de um homem, com a frequência de 30 MHz...	77
Figura 27	Esquema representativo da análise estatística aplicada nos grupos e subgrupos de imagens de US da pele CEA e SEA.....	78
Figura 28	Esquema representativo da análise estatística aplicada nos pares de grupos da pele CEA e SEA para avaliar a influência das frequências ultrassônicas nos valores de espessuras das camadas.....	79
Figura 29	Marcação na pele de um voluntário do sexo masculino na região do quadril direito pelo método do asterisco.....	82

Figura 30	Posicionamento do transdutor em distintas direções na pele de uma mulher na região do quadril direito pelo método do asterisco.....	83
Figura 31	Diagrama dos grupos de imagens obtidos em cada posição do transdutor (T) no tecido cutâneo normal e com estria de cada voluntário	84
Figura 32	Imagem da camada da epiderme (EP), derme (DE) e hipoderme (H) com estria, em quadril direito, de uma mulher	86.
Figura 33	Elastogramas da pele de um homem na região do quadril direito com o transdutor na posição SI (súperoinferior)	88
Figura 34	Esquema da análise estatística aplicada nos pares de posicionamentos do transdutor para os grupos de região sem e com estria, de cada participante para avaliar a influência da angulação do transdutor em relação às LTPs nos valores do módulo de Young.....	90
Figura 35	Esquema dos testes de correlação de Pearson ou de Spearman para verificar a correlação entre os valores do módulo de Young (E) das regiões sem e com estria em relação às idades e o sexo dos voluntários.....	91
Figura 36	Imagens transversais das camadas cutâneas sem estria em distintas regiões corporais com o USAR operando na frequência de 20 MHz (A-A3) e 30 MHz (B-B3)	95.
Figura 37	Imagem ultrassônica do tecido normal localizado próximo à pele da região glútea com estrias em uma mulher com a frequência de 30 MHz	96
Figura 38	Imagens transversais das camadas da pele com estrias de distintas partes do corpo com o USAR trabalhando a frequência de 20 MHz	97.
Figura 39	Imagens transversais das camadas da pele com estria com a frequência de 20 MHz.	98
Figura 40	Imagens transversais de distintas regiões do corpo com estria com o USAR operando na frequência de 30 MHz	99
Figura 41	Imagens transversais de distintas partes corporais com estria obtidas com a frequência de 30 MHz	100
Figura 42	Média e desvio-padrão da espessura da epiderme (superior) e da	

	derme (inferior) obtidas nas frequências de 20 MHz (esquerda) e 30 MHz (direita) dos voluntários (V) 1 e 2.....	207
Figura 43	Média e desvio-padrão da espessura da epiderme (superior) e da derme (inferior) obtidas nas frequências de 20 MHz (esquerda) e 30 MHz (direita) dos voluntários (V) 3 e 4.....	208
Figura 44	Média e desvio-padrão da espessura da epiderme (superior) e da derme (inferior) obtidas nas frequências de 20 MHz (esquerda) e 30 MHz (direita) dos voluntários (V) 5 e 6.....	209
Figura 45	Média e desvio-padrão da espessura da epiderme (superior) e da derme (inferior) obtidas nas frequências de 20 MHz (esquerda) e 30 MHz (direita) dos voluntários (V) 7 e 8.....	210
Figura 46	Média e desvio-padrão da espessura da epiderme (superior) e da derme (inferior) obtidas nas frequências de 20 MHz (esquerda) e 30 MHz (direita) dos voluntários (V) 9 e 10.....	211
Figura 47	Imagens elastográficas da camada dérmica, estriada (47A) e sem estria (47B) com o transdutor na posição IS operando na frequência de 20 MHz, de uma mulher na região do quadril.....	111
Figura 48	Elastogramas da derme, com estria (48A) e sem estria (48B) com o transdutor na posição LM com frequência de 20 MHz, de um homem na região do quadril.....	113
Figura 49	Imagens elastográficas do tecido dérmico, com estria (49A) e sem estria (49B) com o transdutor (T) na posição SM com frequência de 20 MHz, de uma mulher (V1) na região do glúteo.....	114
Figura 50	Elastogramas da camada dérmica, com estria (50A) e sem estria (50B) com o transdutor (T) na posição SL usando a frequência de 20 MHz na pele de uma mulher (V4) na região do quadril	116
Figura 51	Média do módulo de Young da pele normal (em amarelo) e com estria (em verde)	117
Figura 52	Média do módulo de Young da pele normal e com estria de onze voluntários.....	122
Figura 53	Média (colunas) e desvio padrão (barras verticais) da rigidez do glúteo sem (superior) e com (inferior) estria, de um homem com 30 anos e uma mulher de 35 anos e em função do posicionamento do	

	transdutor.....	127
Figura 54	Média (colunas) e desvio padrão (barras verticais) da rigidez do quadril sem (superior) e com (inferior) estria, de quatro mulheres com idades distintas e em função do posicionamento do transdutor.....	128
Figura 55	Média (colunas) e desvio padrão (barras verticais) da rigidez do quadril sem (superior) e com (inferior) estria, de três homens com idades distintas e em função do posicionamento do transdutor.....	129
Figura 56	Média (colunas) e desvio padrão (barras verticais) da rigidez do quadril sem (superior) e com (inferior) estria, de duas mulheres com a mesma idade e em função do posicionamento do transdutor	131
Figura 57	Média (colunas) e desvio padrão (barras verticais) da rigidez do quadril sem (superior) e com (inferior) estria, de três voluntários com 26 anos e em função do posicionamento do transdutor.....	132

Lista de Tabelas

Tabela 1	Posição do transdutor (T) na superfície da pele normal e estriada pelo método do asterisco	85
Tabela 2	Características dos voluntários (V) submetidos ao questionário Dermatofuncional na fase I	93
Tabela 3	Valores médios (V_m , mm), desvios-padrão (DP) e coeficientes de variação (CV, em%) das espessuras para cada subgrupo dos oito grupos (EPSE2, EPSE3, EPCE2, EPCE3, DESE2, DESE3, DECE2 e DECE3)	102
Tabela 4	Média e o desvio padrão (DP) para cada grupo (sexo) formado por 20 valores de espessura da derme ou epiderme obtidos com transdutor ultrassônico operando em 20 ou 30 MHz em regiões sem (lateral coxa) e com estria (quadril)	103
Tabela 5	Resultado do teste de Levene para comparar a variabilidade encontrada entre as camadas da epiderme e derme sem e com estria dérmica (para cada grupo com 20 medidas de espessura) dos 10 voluntários a frequência de 20 e 30 MHz	106
Tabela 6	Resultados dos Testes ANOVA (p em negrito) e Kruskal-Wallis sobre as espessuras para cada grupo de imagens (comparação de quatro subgrupos, ou seja, quatro imagens)	107
Tabela 7	Resultados do Teste t-Student (valor p em negrito) e teste de Mann-Whitney (valor p) sobre os valores de espessura e das duas frequências (20 e 30 MHz) para cada grupo	108
Tabela 8	Resultado dos testes t-Student (valor p em negrito) e teste de Mann-Whitney (valor de p) sobre os valores de espessura e sob a presença de estrias para cada grupo	109
Tabela 9	Características dos voluntários (V) submetidos ao questionário Dermatofuncional na fase II	110
Tabela 10	Média, desvio-padrão (DP) e coeficiente de variação (CV) dos módulos de Young (E) da derme sem estria dérmica (SED) de distintas regiões do corpo dos 11 voluntários com o transdutor (T) na posição IS (A) com a frequência de 20 MHz	212

Tabela 11	Média, desvio-padrão (DP) e coeficiente de variação (CV) dos módulos de Young (E) da derme com estria dérmica (CED) de distintas regiões do corpo dos 11 voluntários com o transdutor (T) na posição IS (A) com a frequência de 20 MHz	212
Tabela 12	Média, desvio padrão (DP) e coeficiente de variação (CV) dos módulos de Young (E) da derme sem estria dérmica (SED) de diferentes locais corporais dos 11 voluntários com o transdutor (T) na posição LM (B) com a frequência de 20 MHz	213
Tabela 13	Médias, desvio padrão (DP) e coeficiente de variação (CV) dos módulos de Young (E) de distintas regiões do corpo, com estria dérmica (CED), dos 11 voluntários, obtidos com o transdutor(T) na posição LM (B)	213
Tabela 14	Médias, desvio padrão (DP) e coeficiente de variação (CV) dos módulos de Young (E) de distintas regiões do corpo, sem estria dérmica (SED), dos 11 voluntários, obtidos com o transdutor (T) na posição SM (C)	214
Tabela 15	Médias, desvio padrão (DP) e coeficiente de variação (CV) dos módulos de Young (E) de distintas regiões do corpo, com estria dérmica (CED), dos 11 voluntários, obtidos com o transdutor (T) na posição SM (C)	214
Tabela 16	Médias, desvio padrão (DP) e coeficiente de variação (CV) dos módulos de Young (E) de distintas regiões do corpo, sem estria dérmica (SED), dos 11 voluntários, obtidos com o transdutor (T) na posição SL (D)	215
Tabela 17	Médias, desvio padrão (DP) e coeficiente de variação (CV) dos módulos de Young (E) de distintas regiões do corpo, com estria dérmica (CED), dos 11 voluntários, obtidos com o transdutor (T) na posição SL (D)	215
Tabela 18	Razão entre os valores do módulo de Young de regiões com (E_C) e sem estria (E_S), para cada posicionamento do transdutor sobre a pele	119
Tabela 19	Diferença entre os valores médios (V_m) da rigidez obtidos de regiões com e sem estria, para cada subgrupo (A, B, C e D)	120

Tabela 20	Coeficiente de Variação (%) obtidos em cada posicionamento do transdutor sobre a pele com e sem estria. A, B, C e D representam as posições, Inferosuperior, lateromedial, súperomedial e súperolateral, nesta ordem	121
Tabela 21	Resultado do teste Kruskal-Wallis ou ANOVA (♦) aplicado nos dados obtidos em regiões com e sem estria em 4 diferentes posicionamentos do transdutor sobre a pele de onze voluntários (V)	123
Tabela 22	Diferença entre a média dos valores de rigidez dos pares de posicionamentos do transdutor sobre o glúteo de voluntários (V) e o resultado dos testes de comparações múltiplas de Dunn (♣) e Tukey HSD (Ⓢ).....	124
Tabela 23	Diferença entre a média dos valores de rigidez dos pares de posicionamentos do transdutor sobre o quadril de voluntários (V) e o resultado dos testes de comparações múltiplas de Dunn (♣) e Tukey HSD (Ⓢ)	125

Lista de Símbolos

λ	Comprimento de onda
λ_L	Coefficiente de Lamé
c	Velocidade de propagação da onda
f	Frequência do ultrassom
R_L	Resolução lateral
R_A	Resolução axial
$f_{\text{número}}$	Razão entre a distância focal e o diâmetro da área ativa do transdutor
LB	Largura de banda
PC	Profundidade de campo acústico
Z	Impedância acústica
P_0	Amplitude máxima de pressão
U_0	Velocidade máxima da partícula do meio
I	Intensidade do feixe
ρ	Densidade do meio
$d_{\text{máx}}$	Distância máxima entre o probe e refletor
t	Tempo entre a transmissão e detecção do eco
σ	Tensão
ε	Deformação relativa
E	Módulo de Young ou módulo de elasticidade
μ	Módulo de cisalhamento
dF	Força interna
dA	Seção transversal de uma área
L	Comprimento final de um material
L_0	Comprimento inicial de um material
ν	Razão de Poisson
K	Módulo volumétrico ou de Bulk
k	Compressibilidade adiabática do meio
L	Componente longitudinal
T	Componente transversal
c_s	Velocidade de cisalhamento
c_L	Velocidade de longitudinal

RF	Radiofrequência
α	Coeficiente de absorção acústica

Lista de Abreviaturas e Siglas

a.u	Unidade arbitrária (arbitrary unit)
BEST	<i>Biodynamic excisional skin tension</i>
BMU	Biomicroscopia ultrassônica
CAPES	Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior
CD	Coluna dorsal
CEA	Com estria alba
CG	Complexo de Golgi
CNPq	Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico
COPPE	Instituto Alberto Luiz Coimbra de Pós-Graduação e Pesquisa de Engenharia
CV	Coeficiente de variação
<i>E</i>	Módulo de Young ou módulo de elasticidade
ED	Estria dérmica
EA	Estria alba
EAR	Ecografia de alta resolução
EP	Epiderme
EPSE	Epiderme sem estria
EPCE	Epiderme com estria
DE	Derme
DESE	Derme sem estria
DECE	Derme com estria
Nº 2 ou 3	20 ou 30 MHz
DIC	Correlação de imagem digital
DP	Desvio-padrão
Dp	Derme papilar
DSP	Derme subpapilar
DR	Derme reticular
FAPEMA	Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado do Maranhão
FAPERJ	Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado do Rio de Janeiro
FRA	Força de radiação acústica
FT	Face do transdutor
G	Gel

GL	Glúteo
H	Hipoderme
HIV	Vírus da imunodeficiência humana
IL	Inferolateral (transdutor na posição C)
IM	Inferomedial (transdutor na posição D)
IMC	Índice de massa corporal
JDE	Junção dermo-epidérmica
LD	Lesão dérmica
LM	Látero-medial (posição B)
LOX	Enzima <i>Lysyloxidase</i>
LTPs	Linhas de tensão da pele
LTPR	Linhas de tensão da pele relaxada
LUS	Laboratório de ultrassom
MEC	Matriz extracelular
MHz	Megahertz
MMSS	Membros superiores
MMII	Membros inferiores
MMII	Membros inferiores
OCT	Tomografia de coerência óptica
PEB	Programa de Engenharia Biomédica
PMB	Porção medial do braço
FRP	Frequência de repetição de pulso
QD	Quadril
RNA	Ácido ribonucléico
ROI	Região de interesse (<i>region of interest</i>)
SEA	Sem estria alba
SI	Superoinferior (transdutor na posição A)
SM	Súperomedial (transdutor na posição C)
SL	Súperolateral (transdutor na posição D)
SSI	<i>Supersonic Shear Imaging</i>
T	Transdutor (ou <i>probe</i>)
TCLE	Termo de Consentimento Livre Esclarecido
TOF	Tempo de voo (<i>time-of-flight</i>)
UFRJ	Universidade Federal do Rio de Janeiro

UR (ou r.h)	Umidade relativa do ar (relative humidity)
US	Ultrassom
USAR	Ultrassom de alta resolução
UV	Ultravioleta
V	Voluntários
Vm	Valor médio

CAPÍTULO 1

1 INTRODUÇÃO

A estria é uma afecção dermatológica ocasionada por tensão tecidual ou alterações hormonais que provocam uma hiperdistensibilidade cutânea, gerando lesão do tecido conectivo dérmico e ruptura das fibras elásticas e, conseqüentemente, dilaceração e atrofia tegumentar (MARTINS *et al.*, 2013, ATWAL *et al.*, 2006, HIDALGO, 2002). Foram descritas pela primeira vez, em 1829, na literatura médica por Troisier e Menetrier. Porém, apenas em 1936, Nardelli citou a primeira descrição morfolologicamente correta dessas lesões, chamando-as de estrias atróficas (NARDELLI, 1936). De causa multifatorial, a fisiopatologia destas afecções ainda é divergente e inconclusiva na literatura (CORDEIRO e MORAES, 2009). Inicialmente aparecem eritematosas e posteriormente tornam-se hipopigmentadas e fibróticas (ROGALSKI *et al.*, 2003). São comuns em ambos os sexos, porém, ocorrem 2,5 vezes mais frequente nas mulheres (50 a 90 %). Estas quando gestantes, 90 % delas, aparecem com estrias nas mamas e abdômen. São mais propensas também a desenvolver na puberdade, em decorrência do crescimento acelerado e na obesidade (WEEDON, 2010, CHANG *et al.*, 2004, NIGAM 1989). São mais frequentes nos quadris, nas coxas internamente, ombros, glúteos e mamas nas mulheres e, nos homens, nos quadris, membros superiores (MMSS), e na região lombo-sacral (CHANG *et al.*, 2004, ROGALSKI *et al.*, 2003).

As estrias estão localizadas na derme (DE) (WEEDON, 2010, SCOTT, 1979), podem ser raras ou em grande quantidade, elevadas ou deprimidas e apresentam variações quanto à forma e tamanho. Tendem estar paralelas entre si e sempre perpendiculares às linhas de tensão da pele (LTPs) (LEUNG, BARANKIN, 2013, ATWAL *et al.*, 2006, HIDALGO, 2002) que são linhas que determinam a direção de tensão máxima da pele humana (LANGER 1978). O conhecimento das orientações das LTPs é importante na prática cirurgia para realização de incisões cirúrgicas na direção destas linhas, pois auxilia na prevenção da ruptura precoce de suturas e na formação de cicatrizes hipertróficas, p.ex. quelóides (KAIRA *et al* 2016a, KAIRA *et al* 2016b, OTTENIO *et al* 2015, ZAHOUANI *et al* 2014). Os autores acrescentam que outra questão relevante é o fato de que o comportamento das propriedades mecânicas da pele depende das orientações das LTPs. O colágeno, uma proteína presente em grande

quantidade na epiderme (EP) e derme fisiológica, está disposto perpendicular, paralelo e à 45° às LTPs.

Apesar de não gerarem nenhuma incapacidade física ou alteração da função cutânea, as estrias dérmicas (ED) constituem-se numa das principais queixas de natureza estética, por produzirem importante impacto emocional e social, podendo tornar-se motivo de depressão psíquica e de baixa autoestima pelo seu aspecto esteticamente desagradável (ALVES *et al.*, 2005). De acordo com a Sociedade Brasileira de Dermatologia (2006), estudos afirmam que as ED estão incluídas entre os 25 motivos de consulta mais frequentes em dermatologia, correspondendo à faixa entre 0,7 e 1,17 % da demanda. Na literatura disponível, a maioria dos autores as considera como sendo irreversíveis quando atingem a sua maturação (estrias albas).

Outro fator relevante é que grande parte dos métodos empregados para avaliar os efeitos dos tratamentos de ED são invasivos e necessitam de análise histológica do tecido dérmico, pré e pós-tratamento (FERNANDES *et al.*, 2015, JEANMAIRE *et al.*, 2013, KIM *et al.*, 2008, SCOTT, 1979) ou qualitativos por meio de fotografias, planimetria, questionários, escala de *Likert* ou da observação visual da aparência da pele (ATWAL *et al.*, 2006). No campo da Dermatologia, métodos de diagnósticos não invasivos para visualização e mensuração de estruturas superficiais, como o sistema tegumentar e anexos, é necessário o emprego da ecografia com ultrassom (US) operando a alta frequência (p.ex. entre 20 e 100 MHz), pois permite a diferenciação entre as camadas da pele normal e identificação de lesões cutâneas (VAN MULDER *et al.*, 2017, POLANSKA *et al.*, 2017, BARCAUI *et al.*, 2016, BARCAUI *et al.*, 2015, MANDAVA *et al.*, 2013, WORSTMAN, 2013, KLEINERMAN *et al.*, 2012, MLOSEK *et al.*, 2011, OLSEN *et al.*, 1995, ALEXANDER e MILLER, 1979). Em ecografia, o pixel apresenta um valor que equivale à amplitude do eco refletido (espalhado). Esse valor tem correspondência com a escala de cinza (brilho), observada na imagem ultrassônica que é influenciada pelos elementos que compõem os tecidos biológicos (POLANSKA *et al.*, 2017, MANDAVA *et al.*, 2013, KLEINERMAN *et al.*, 2012, MLOSEK *et al.*, 2011).

A elastografia é outro recurso que pode ser utilizado na clínica dermatológica, pois permite o estudo dos efeitos biomecânicos do tecido cutâneo fisiológico e patológico (BOGDAN *et al.*, 2017, KAIRA *et al.*, 2016a, KAIRA *et al.*, 2016b, MAITI *et al.*, 2016, ROLDAN 2016, OTTENIO *et al.*, 2015, ZAHOUANI *et al.*, 2014, FIROOZ *et al.*, 2012, DIRIDOLLOU *et al.*, 2007, NIZET *et al.*, 2001, ESCOFFIER *et*

al., 1989). A mensuração dos parâmetros mecânicos (p.ex. módulo de Young) da pele normal é um fator importante para estudo das características biofísicas (p.ex. nível de rigidez) do sistema tegumentar normal, para determinar o curso de doenças cutâneas (tumores, cistos, fibroses, processos inflamatórios, aparecimento de estrias, e outros), monitorar a evolução de tratamentos e os efeitos decorrentes de aplicação de produtos cosméticos (AMBROZIAK *et al.*, 2018, SIGRIST *et al.*, 2017, DEJONG *et al.*, 2017, ROLDAN 2016, WONG *et al.*, 2016).

Na literatura atual são escassos os trabalhos que utilizam procedimentos não invasivos, como o ultrassom de alta resolução-USAR (BOGDAN *et al.*, 2017, BLEVE *et al.*, 2012) e a elastografia (BOGDAN *et al.*, 2017) para avaliação da pele com ED. Além disso, trabalhos mostram que os valores do módulo de Young (E) da pele normal que estão disponíveis na literatura atual, ainda são inconclusivos e controversos. Não foram encontradas pesquisas que utilizem elastografia dinâmica do tipo *supersonic shear imaging* (SSI) e imagens ultrassonográficas bidimensionais (2D) aplicadas à pele com ED. Portanto, o presente estudo teve como objetivo propor a utilização do ultrassom de alta resolução (USAR) para caracterizar, *in vivo*, a pele com estrias dérmicas por meio da ultrassonografia 2D e o uso da elastografia *supersonic shear imaging* (SSI) para mensurar os valores do módulo de Young na pele sem e com estrias albas (EA), relacionando-os com a idade, sexo, região corporal e orientação das linhas de tensão da pele (0° , 45° , 90° e 315°) em humanos. Pretende-se sugerir que as técnicas sejam usadas como métodos não invasivos para avaliar a eficácia de procedimentos terapêuticos aplicados no tratamento destas afecções dérmicas.

CAPÍTULO 2

2 OBJETIVOS

2.1 Objetivo Geral

Propor a utilização de métodos não invasivos como o ultrassom de alta resolução (USAR) e a elastografia *supersonic shear imaging* (SSI) para caracterizar, *in vivo*, a pele com a presença de estrias albas (EA) e assim sugerir que estas técnicas possam ser usadas no diagnóstico e monitoramento da evolução de protocolos terapêuticos usados no tratamento destas afecções dérmicas.

2.2 Objetivos Específicos

- Caracterizar os aspectos ecogênicos das camadas cutâneas normais e em presença de estrias dérmicas usando imagens ultrassonográficas em 2D;
- Mensurar as espessuras da epiderme e derme da pele normal e com estrias dérmicas utilizando o USAR com as frequências de 20 e 30 MHz;
- Estimar os valores de E da derme, sem e com estria, usando a elastografia SSI com a frequência de 20 MHz nas orientações a 0° , 45° , 90° e 315° às linhas de tensão da pele;
- Discutir os resultados dos valores de E da derme, sem e com estria, relacionando-os com a idade, gênero, região corporal e espessura da derme da amostra estudada;
- Descrever a frequência de EA na amostra estudada em relação ao sexo e a região corporal mais acometida e relatar os aspectos psicológicos de indivíduos acometidos por EA por meio de aplicação de questionário.

CAPÍTULO 3

3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA E REVISÃO DE LITERATURA

3.1 Sistema Tegumentar

O sistema tegumentar é formado pela pele e seus anexos. A pele, também chamada de tegumento ou *cútis*, é o maior órgão do corpo humano com área de aproximadamente 1,6 m² (SHIMIZU, 2017a) e corresponde a 16 % do peso corporal em um adulto (SHIMIZU, 2017a, McLAFFERTY *et al.*, 2012). Pesa de 3 a 5 kg, duas vezes mais que o cérebro (McLAFFERTY *et al.*, 2012). O tegumento possui uma composição complexa, pois é constituído por diferentes componentes: células, fibras, nervos, veias, capilares, glândulas (sudoríparas, sebáceas e mamárias), unha e pelos conferindo a pele, uma estrutura de multicamada (IGARASHI *et al.*, 2007) que protege e reveste externamente a superfície do organismo (SHIMIZU, 2017a, KHAVKIN e ELLIIS, 2011).

O epitélio desse sistema de multicamadas é classificado baseado na forma das suas estruturas celulares e na disposição das células no interior do tecido. Destes componentes, as unidades celulares podem ser do tipo: pavimentosas (células achatadas em que a altura é menor que seu diâmetro); cubóides (tem forma de um cubo com altura e diâmetro similar); e colunares (células com altura maior que seu diâmetro) (SHIMIZU, 2017a). Quanto à disposição celular (Figura 1), o tecido epitelial divide-se em: camada simples (o epitélio consiste de uma única camada de células); estratificada (composta por multicamadas de duas ou mais camadas celulares do tipo colunares, cubóides ou esquamosas); e pseudoestratificada (contém células cubóides ou colunares cujos núcleos aparecem em diferentes alturas. Está em contato com a membrana basal, sendo que somente as colunares conseguem atingir a superfície da pele (IGARASHI *et al.*, 2007).

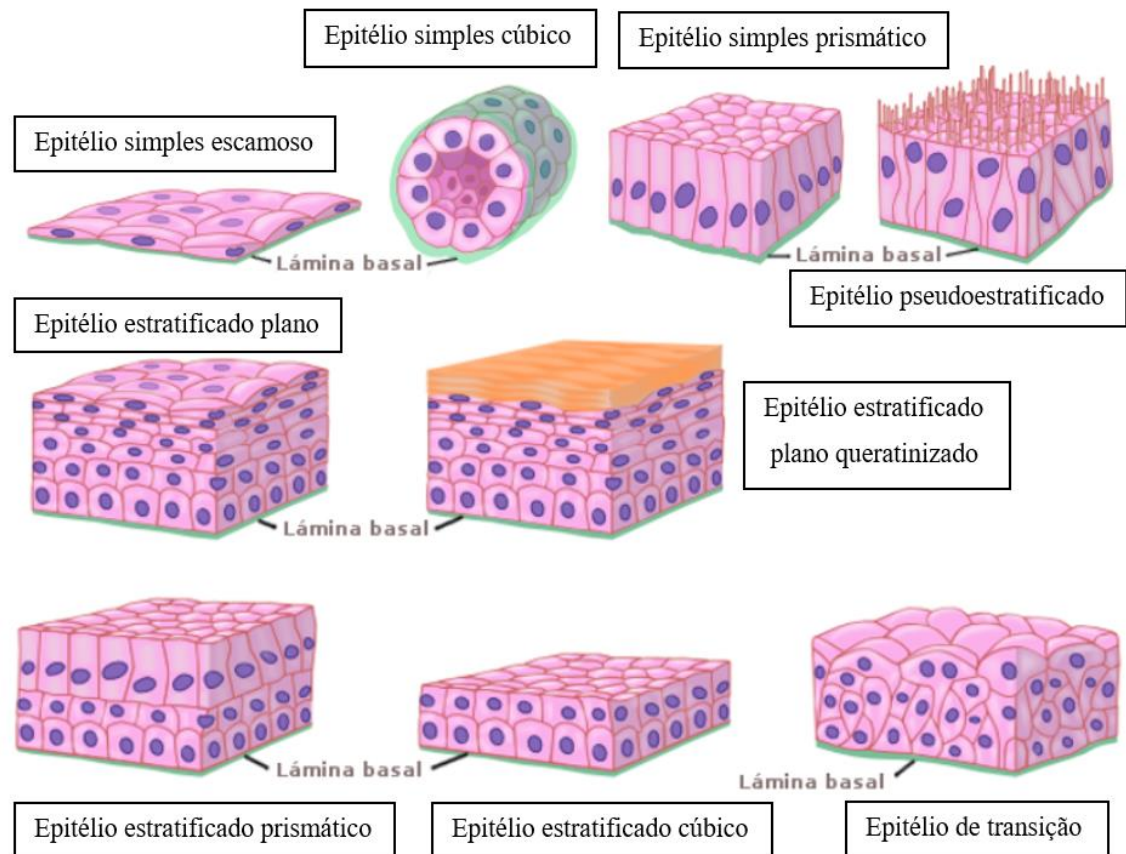


Figura 1. Tipos de tecido epitelial e unidades celulares. Fonte: Disponível em https://galois.com.br/images/_2018/Pre-vestibular/2-semester/Material-complementar/Biologia/13_HISTOLOGIA.pdf . Acesso em 25 Jun 2019.

O sistema tegumentar desempenha funções importantes, tais como, excreção de substâncias (suor, eletrólitos, etc.), secreção sebácea, termorregulação (pela modificação do fluxo sanguíneo, por condução, convecção e evaporação do suor), produção de vitamina D, e de proteção contra radiação ultravioleta (UV), agentes físicos, químicos e biológicos nocivos à pele, e prevenção contra perda de água e de moléculas, que resultam de reações químicas e físicas que ocorrem no seu interior (SHIMIZU, 2017a, McLAFFERTY *et al.*, 2012, KHAVKIN e ELLIS, 2011, IGARASHI *et al.*, 2007). Essa funcionalidade é vital para manter a homeostase biológica (processo de regulação pelo qual um organismo mantém constante o seu equilíbrio e proporcionar o bem-estar psicossocial do indivíduo). Além disso, o tegumento é um órgão de individualização estética e sensorial, pois em sua superfície possui receptores que são responsáveis pelas sensações táteis (mecanorreceptores), de pressão (barorreceptores), dor (nociceptores), quimiorreceptores e térmica (termorreceptores) (McGLONE e REILLY 2010,

LUMPKIN e CATERINA, 2007). Porém, as funções da pele variam de acordo com a idade, raça, sexo e genética do indivíduo. Em pessoas mais idosas, o tecido tegumentar tende a perder a sua flexibilidade e tenacidade porque seus componentes desnaturam com a idade. A capacidade de proteção aos raios UV entre diferentes raças também varia devido às diferenças no volume de melanina (IGARASHI *et al.*, 2007).

A pele é formada por três camadas, a epiderme (EP), derme (DE) e hipoderme (H) ou tecido adiposo subcutâneo e anexos (pelos, glândulas, terminações nervosas, vasos sanguíneos, gordura e outros) como exibe a Figura 2 (BHOWMIK *et al.*, 2015, WORSTMAN, 2013, KHAVKIN e ELLIS, 2011, HENDRIKS, 2001). As camadas cutâneas possuem quantitativamente diferentes elementos que as compõem. Estas características fisio-anatômicas distintas exercem grande influência na propagação do ultrassom (US) por essas multicamadas. Também, alterações morfológicas da pele, como verrugas, sinal de nascença, cicatrizes, nódulos e outros, geram mudanças na velocidade de propagação do sinal ultrassônico. A espessura das três camadas varia com a região corporal, idade e anatomia do indivíduo (McLAFETY *et al.*, 2012, KOLARSICK *et al.*, 2011, BENSOUILAH e BUCK, 2006).

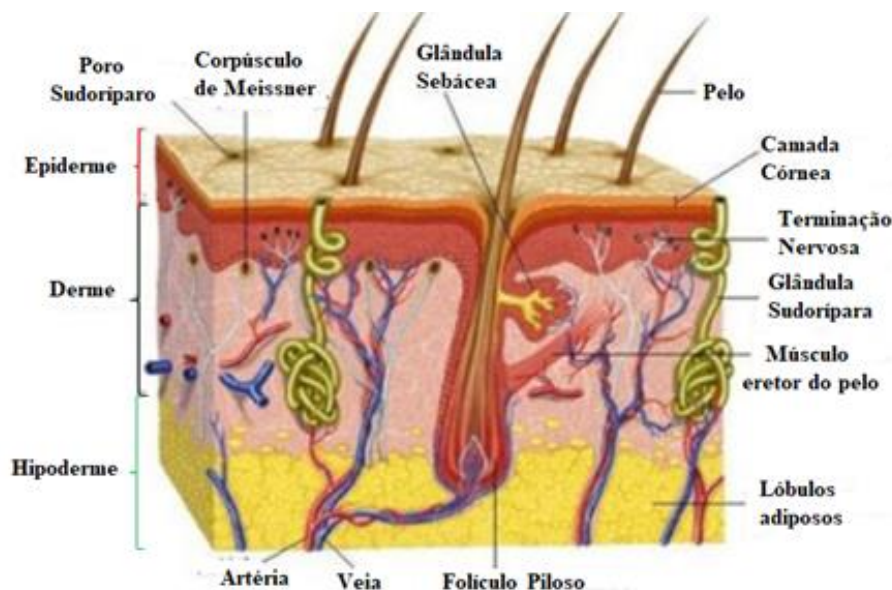


Figura 2. Camadas da pele e seus anexos. Disponível em <http://www.minutosaudestetica.com.br/postagens/2017/12/10/epiderme-e-derme-camadas-da-pele/>. Acesso em 10 Jan 2019.

A EP é a camada mais fina e superficial da pele, constituída principalmente por células. (McLAFFERTY *et al.*, 2012, KOLARSICK *et al.*, 2011). É formada por tecido epitelial estratificado pavimentoso e, principalmente, por colágeno XIII (GELSE *et al.*, 2003). É desprovida de vasos sanguíneos e terminações nervosas. Depende do suprimento sanguíneo da derme para manter sua oxigenação, metabolismo e remoção de produtos tóxicos (McLAFFERTY *et al.*, 2012). É formada por 10 a 20 camadas celulares (WHO, 2009). O estrato córneo é a parte mais superficial da EP e mede 8 a 20 µm de espessura (SHIMIZU, 2017a, BHOWMIK *et al.*, 2015, WHO, 2009, IGARASHI *et al.*, 2007). A camada epidérmica protege o organismo contra traumas e substâncias nocivas à pele, resiste às forças de tensão e previne contra a desidratação (perda de líquidos e nutrientes por meio do suor) (SHIMIZU, 2017a, BHOWMIK *et al.*, 2015, KOLARSICK *et al.*, 2011). Na pele do adulto, mede aproximadamente 0,075 a 0,20 mm de espessura (BHOWMIK *et al.*, 2015, IGARASHI *et al.*, 2007, HENDRIKS, 2001). Entretanto, sua espessura varia de acordo com o volume de água que ela retém e com a região do corpo do indivíduo (IGARASHI *et al.*, 2007). A pálpebra dos olhos tem a menor espessura, menos de 0,1 mm, enquanto a epiderme na palma das mãos mede 1,5 mm (KOLARSICK *et al.*, 2011, BENSOUILAH e BUCK, 2006), e na sola dos pés, entre 3 e 4 mm de espessura (McLAFFERTY *et al.*, 2012).

Os queratinócitos representam mais de 90% das células epidérmicas. Produzem queratina (proteína fibriforme) que contribui para rigidez da pele, agem na retenção da água e tem função protetora contra traumas e agentes nocivos externos (SHIMIZU, 2017a, McLAFFERTY *et al.*, 2012, KHAVKIN e ELLIS, 2011). Em menor número, com 5%, estão os melanócitos. São células pigmentosas com organelas especializadas chamadas melanossomas (IGARASHI *et al.*, 2007) que contêm um biocromo marrom, a melanina, que protege a pele contra os raios UV. A cor da pele varia com a quantidade desta substância presente nas células epidérmicas, ou seja, quanto mais melanina produzida, mais escura a pele (McLAFFERTY *et al.*, 2012). A densidade dos melanossomas varia com a região do corpo. Regiões que estão mais expostas à luz, como face, pescoço, lado externo dos MMSS, entre outras têm densidade maior que de outras partes corporais (IGARASHI *et al.*, 2007). A pigmentação da pele é atribuída pela diferença de atividade dos melanócitos e não pela sua quantidade. Partes do corpo onde a pele fica mais exposta aos raios UV tem um aumento da pigmentação e da densidade celular pela hiperatividade destas células na produção de melanina (KHAVKIN e ELLIS, 2011).

A segunda camada da pele é a derme, localizada entre a EP e H.. Suas principais células, os fibroblastos são responsáveis por proporcionar elasticidade, tonicidade da pele e síntese de colágeno e elastina na DE (GELSE *et al.*, 2003). Está separada da EP por uma membrana basal ou junção dermo-epidérmica (JDE) que é sintetizada pelos queratinócitos basais e fibroblastos (BHOWMIK *et al.*, 2015, IGARASHI *et al.*, 2007, HENDRIKS, 2001). A JDE é uma estrutura complexa que ao microscópio eletrônico apresenta quatro camadas distintas. Tem a função de suporte e adesão entre a EP e DE, e funciona como uma barreira à passagem de substâncias químicas e celulares (KHAVKIN e ELLIS, 2011). Apesar da DE ser rica em capilares, contudo, não há suprimento sanguíneo entre a JDE (BHOWMIK *et al.*, 2015, IGARASHI *et al.*, 2007, HENDRIKS, 2001). A camada dérmica é responsável pela nutrição e suporte a EP (SHIMIZU, 2017a). Mede entre 1 e 4 mm de espessura, mas variações são observadas de acordo com a região corporal, ex. na coluna lombar, ela tem de 30 a 40 vezes à espessura da EP nesta região (KOLARSICK *et al.*, 2011). A DE é rica de vasos linfáticos, terminações nervosas, células (em menor quantidade) e grande número de fibras (BHOWMIK *et al.*, 2015, IGARASHI *et al.*, 2007, GELSE *et al.*, 2003, HENDRIKS, 2001).

O retículo endoplasmático rugoso (RER) e o complexo de golgi (CG) sintetizam os componentes da matriz extracelular (MEC) da derme: o colágeno (principal constituinte) e em menores proporções, as fibras elásticas, reticulares e a substância fundamental, composta por proteoglicanas, glicosaminoglicanos e glicoproteínas (MENON, 2015, IGARASHI *et al.*, 2007). As propriedades da MEC conferem aos tecidos compressibilidade por funcionar como “mola” biológica; comportamento viscoelástico e força tensora à DE (GELSE *et al.*, 2003, VELOSA *et al.*, 2003, WILKES *et al.*, 1973); característica funcional; suporte estrutural, além da produção de fatores de crescimento que controlam a proliferação, diferenciação, migração, morfologia e sobrevivência celular (IGARASHI *et al.*, 2007). Dos componentes da MEC, o colágeno é o elemento em maior quantidade na derme. É uma proteína de estrutura de “tríplice hélice” que ocorre na MEC e na interface célula-MEC. É o principal elemento estrutural que confere resistência e suporte ao tecido, participa também na diferenciação, adesão, migração, e proliferação celular, exercendo atividade antigênica na produção de anticorpos (VELOSA *et al.*, 2003). Existem mais de 30 tipos de colágeno sendo os mais abundantes os tipos I e II. A pele contém os colágenos I, II, III e V, além do IV na membrana basal (MENON, 2015).

As fibras de elastina são em menor proporção em comparação com o colágeno. São responsáveis pela complacência da pele permitindo que o tecido cutâneo retorne à sua posição original após seu estiramento (MENON, 2015). São de grande importância biomédica e têm papéis centrais na embriogênese, reparo tecidual, fibrose, invasão tumoral e doença cardiovascular (KADLER *et al.*, 2008). Pequenas mutações nessas proteínas podem levar à alteração na fibrinogênese (processo de produção de fibrilas finas presentes nas fibras de colágeno do tecido conjuntivo) e à funções defeituosas (MENON, 2015), como a inibição da atividade da enzima *Lysyloxidase-LOX* que pode causar formação irregular e defeituosa na cadeia de colágeno. Esta enzima catalisa a formação de ligações cruzadas (são “pontes” que dão estabilidade química e mecânica intra ou inter moléculas) de colágeno que é essencial para conferir propriedade tensora às suas fibrilas e necessária no controle da arquitetura filamentosa (microfibrilação) de colágeno (HERCHENHAN *et al.*, 2015, MENON, 2015). A ligação cruzada, também chamada de *cross-linking* ou reticulação, permite aumentar a densidade, rigidez, resistência mecânica e confere melhor estabilidade dimensional aos polímeros (são macromoléculas formadas por grandes cadeias de moléculas menores chamadas monômeros, ligadas entre si por uniões covalentes) (HERCHENHAN *et al.*, 2015, MENON, 2015).

SHIMIZU (2017a) divide a derme em 03 subcamadas: derme papilar (Dp), subpapilar (DSP) e reticular (DR). O colágeno tipo III está em maior quantidade na Dp, enquanto na porção reticular tem uma abundância do tipo I (MENON, 2015). Os plexos profundos ou subpapilares nutrem a DR (mais profunda), e ramos menores, a Dp (mais superficial), células epidérmicas da porção basal, os folículos pilosos, glândulas e outras estruturas dérmicas (McLATTERTY *et al.*, 2012). Já a porção papilar está abaixo da membrana basal, penetra para o interior das cristas epidérmicas. Na microscopia eletrônica é vista como uma rede de tecido conectivo frouxo e desorganizado, e finas fibrilas de colágeno espaçadamente distribuídas na parte papilar e subpapilar (MENON, 2015). Rica em terminações nervosas, capilares, água e células fibroblásticas. Tem a função de prender a DE à EP (SHIMIZU, 2017a). A camada subpapilar contém os mesmos componentes da porção papilar. Por outro lado, a reticular, parte mais espessa da DE, é constituída por tecido conjuntivo denso (SHIMIZU, 2017a, MENON, 2015). Apresenta fibrilas colágenas bem organizadas e em maior número que a papilar (MENON, 2015). Está em contato com a hipoderme. Possui fibras elásticas e é suprida por fibras nervosas e poucos capilares (vasos sanguíneos e linfáticos). Nela estão

também localizadas as glândulas sebáceas e sudoríparas, os pelos e unhas (SHIMIZU, 2017a, GILABERTE *et al.*, 2016, KOLARSICK *et al.*, 2011). É nesta porção da DE que as fibras colágenas, agregadas em bandas mais grossas, estão, na maioria, alinhadas paralelamente às linhas de tensão da pele (IGARASHI *et al.*, 2007).

A camada mais profunda e espessa da pele é a hipoderme. Está localizada entre a DR e a fáscia muscular. É considerada um órgão endócrino (KOLARSICK *et al.*, 2011). Composta principalmente por tecido adiposo separado por septos de tecido conectivo fibroso (SHIMIZU, 2017a, KOLARSICK *et al.*, 2011, KHAVKIN e ELLIS, 2011). As fibras conectivas são chamadas de *cútis reticular* e tem como principal componente, o triglicerídeo (SHIMIZU, 2017a). A hipoderme funciona como um isolante térmico (termorregulação), local de armazenamento de energia (depósito de gordura de reserva) e protege o organismo mecanicamente (absorve choques protegendo músculos, vasos, nervos e ossos contra traumas) (SHIMIZU, 2017a, BENSOUILAH e BUCK, 2006). Tem também a função de fornecer suporte ao tecido dérmico e a síntese do hormônio leptina (regula o peso corporal) (KOLARSICK *et al.*, 2011, BENSOUILAH e BUCK, 2006). A espessura desta camada é em média de 4 a 9 mm (IGARASHI *et al.*, 2007). Entretanto, varia de acordo com o indivíduo, região do corpo, idade, sexo e outros, (SHIMIZU, 2017a) e reflete o estado nutricional do indivíduo (KHAVKIN e ELLIS, 2011).

3.1.1 Linhas de Tensão da Pele

Linhas de tensão da pele (LTPs), também conhecidas como linhas de “clivagem” (MOHAMMAD-ALI *et al.*, 2014, GIBSON, 1978) ou Linhas de Langer é o termo usado pela maioria dos cirurgiões na clínica médica para definir as direções de tensão máxima da pele humana. Foram descritas por Karl Langer em 1861, professor de anatomia, a partir da análise de mudanças da geometria da pele (Figura 3) ao redor de feridas em cadáveres (PAUL, 2017, LANGER, 1978). O conhecimento das LTPs é importante para uma série de aplicações, tais como, tomada de decisões de incisões cirúrgicas; prevenir a ruptura de suturas e a formação de cicatrizes hipertróficas (p.ex., quelóides); acelerar a cicatrização de feridas; estudar o impacto biomecânico da pele causado por doenças da pele; e para análise de amostras da pele pela ciência forense

(KAIRA *et al.*, 2016a, KAIRA *et al.*, 2016b, OTTENIO *et al.*, 2015, ZAHOUANI *et al.*, 2014).

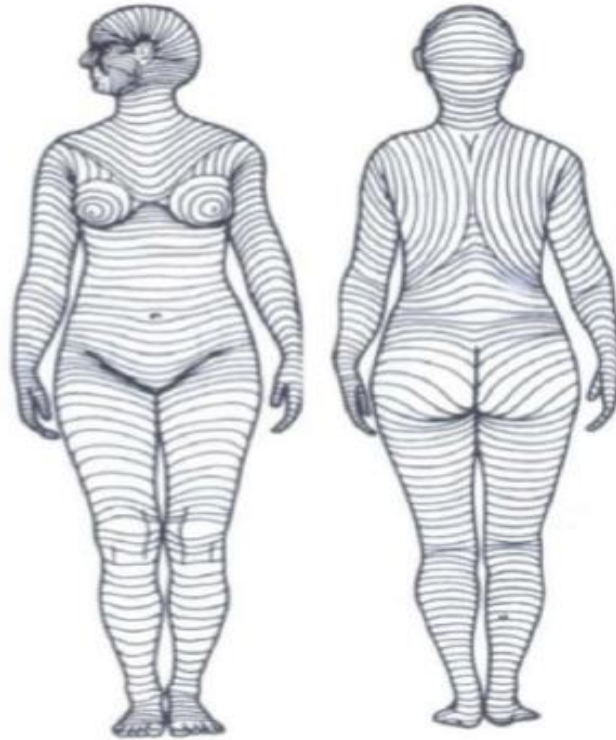


Figura 3. Representações das linhas de Langer nas diferentes regiões do corpo. Disponível: <https://br.pinterest.com/pin/537898749213899339/?lp=true>. Acesso em: 07 fev. 2019.

A partir do estudo de Langer, 36 linhas diferentes foram descritas e utilizadas por cirurgiões ao longo dos anos em busca da técnica ideal para realização de incisões na pele (ABOUD e ABOUD, 2013, WILHERLMI *et al.*, 1999). Porém, opiniões diferem entre os autores sobre o uso ou não do método de Langer como parâmetro para ser usado em procedimentos cirúrgicos. (PAUL *et al.*, 2017, MURPHY *et al.*, 2017, ABOUD e ABOUD, 2013, WILHERLMI *et al.*, 1999). Este fato levou Dupuytren, em 1834, estudar o assunto em cadáveres após ter visto um jovem que tentou cometer suicídio esfaqueando o seu peito com um furador. Ele descobriu que o instrumento redondo utilizado por esse indivíduo produziu fissuras lineares quando foi introduzido na pele (LANGER, 1978).

Malgaigne confirmou esses achados e observou, a partir de sua experiência como cirurgião, que as feridas apresentavam geometria variável em distintas regiões do corpo e que a retração nas bordas das lesões diferia de acordo com a direção das incisões. Verificaram que a retração cutânea era menor ou em maior grau ao redor das feridas dependendo da direção da tensão da pele (MOHAMMAD-ALI *et al.*, 2014). Além disso, Malgaigne, em seus estudos, também contestou a técnica proposta por Langer. Ele observou que a textura e as linhas de Langer variavam em alguns indivíduos (p.ex. entre adultos e crianças) e com as regiões anatômicas (PAUL, 2017). Bush e outros colaboradores também evidenciaram algumas inconsistências em relação às linhas de clivagem. Eles estudaram as linhas de forma dinâmica. Em distintas expressões faciais de 175 indivíduos, os autores encontraram uma variabilidade no padrão das linhas em 171 dos casos (BUSH *et al.*, 2007). GIBSON e KENEDI (1970) afirmam que quando há movimento de colágeno resultante do estiramento das linhas de clivagem, as linhas de menor extensibilidade seguem o modelo adotado por Langer.

Variações também foram observadas em relação à etnia. Quando a dissecação da pele para o estudo das linhas de clivagem usando o método original de Langer foi realizada na face de cadáveres japoneses, as linhas mostraram grande variação individual (NAKANO e MOTEGI, 1983). Observações feitas por Borges constataram que as linhas de clivagem descritas por Langer em cadáveres com *rigor mortis* (em que a pele está rígida) diferenciavam das encontradas na pele em humanos *in vivo* (BORGES, 1984). Diante desse cenário, ele descreveu pela primeira vez o conceito de linhas de tensão da pele relaxada (LTPR). Em seu método, as linhas de tensão seguem a direção de sulcos formados na pele relaxada quando ocorre seu pinçamento (BORGES, 1984, BORGES e ALEXANDER, 1962). Contudo, WILHELMI *et al.* (1999) relataram que as linhas de rugas que estão orientadas perpendiculares à ação dos músculos seriam, segundo Kraissl, as melhores opções para serem usadas nos procedimentos cirúrgicos. Em apoio à teoria de Kraissl, outros autores também concluíram que as linhas de rugas e as LTPR coincidem em sua maioria e devem ser consideradas como primeiras opções, em vez das linhas de Langer, para planejar incisões (WALDORF *et al.*, 2002).

Estas discussões se tornaram ainda mais confusas, quanto à nomenclatura e técnica, quando LESHIN (1994) descreveu as linhas de tensão máxima como “linhas de excisão cirúrgica”. Em sua abordagem, ele sugeriu que o tecido cutâneo deveria ser comprimido em todas as direções para determinar onde a tensão na pele é menor.

No entanto, sabe-se que a pele tem comportamento anisotrópico e apresenta diferentes valores do módulo de Young quando medido em direções distintas. Para o estudo das suas propriedades mecânicas, ela deve ser considerada como uma rede tridimensional de linhas, com tensões multidirecionais provocadas pelas fibras elásticas e feixes de colágenos (LAWRENCE-KATZ, 1980). Os colágenos representam 75 % do peso da derme e formam uma rede de fibra ondulada orientada biaxial na pele (SILVER *et al.*, 2003) e a elastina, que representa 2 a 4 % da DE, está entrelaçada ao colágeno, com espessura e densidade variáveis. Forças internas são transmitidas dos músculos à DE e EP e geram deformações na pele que são notadas como linhas de tensão (PAUL, 2017). Além disso, na literatura consta que a maioria das fibras de colágeno assume um alinhamento paralelo às linhas de tensão da pele e que a resistência cutânea à tração predomina na direção das linhas de Langer (ZAHOUANI *et al.*, 2014). Entretanto, SILVER *et al.* (2003) encontraram valores de tensão máxima em uma angulação de $\pm 10^\circ$ às linhas em seus experimentos. Segundo ZAHOUANI *et al.* (2014) variações são vistas em diferentes locais do corpo, por exemplo, na pele dos membros inferiores (MMII) quando comparada com a da face, as linhas de Langer encontram-se alinhadas ao longo dos feixes de elastinas. Em seu estudo, eles observaram que 76 % das fibras nestas regiões estavam dispostas paralelas à direção das linhas de Langer e 5,1 % delas de forma perpendicular.

HASHIMOTO (1974) classificou em quatro níveis as linhas morfológicas da pele: (I) as linhas primárias estão claramente marcadas na pele, visíveis na compressão e têm entre 20 e 100 μm de profundidade; (II) as secundárias são mais discretas e correspondem a uma profundidade de 5 a 40 μm e são perpendiculares às linhas primárias; (III) a terciária, as linhas correspondem à borda das células dos corneócitos (cerca de 0,5 μm); (IV) as linhas quaternárias correspondem à morfologia de cada corneócito (cerca de 0,05 μm). As linhas de tipos (III) e (IV) não são visíveis sem microscopia. Uma análise, realizada por ZAHOUANI *et al.* (2014), com relação às LTPs de mulheres caucasianas com idade entre 20 e 80 anos, mostrou uma diminuição da densidade de linhas de profundidade menor que 60 μm (correspondente à elastina) e um aumento de linhas profundas acima de 60 μm (referente às linhas de clivagem ou tensão). PAUL (2017), em sua pesquisa, concluiu em sua revisão que as linhas de rugas, LTPR e de Langer são consideradas aceitáveis pela maioria dos cirurgiões. No entanto, ele sugere que essas linhas devem ser consideradas individualmente.

O autor introduziu o termo *Biodynamic Excisional Skin Tension (BEST)* sobre a orientação destas linhas. WILHERMI *et al.* (1999) concordam que as linhas definidas por Borges e Kraissl podem ser consideradas guias de referência para realização incisões na pele.

Apesar destas discrepâncias e discordâncias na literatura, muitos cirurgiões adotam a técnica definida por Langer como guia em procedimentos cirúrgicos. LEMPERLE *et al.* (2014) sugerem ainda que a direção das linhas das ED (reflexo de lesão perpendicular às linhas de tensão) pode ser usada como uma alternativa possível para o planejamento de incisões cirúrgicas. Portanto, distintas diretrizes sobre as linhas de tensão máxima da pele estão disponíveis na literatura, destas, as propostas por Borges, Kraissl e de Langer podem ser consideradas como as mais indicadas para a realização de incisões eletivas na pele.

3.2 Estrias dérmicas

As estrias dérmicas (ED) foram relatadas pela primeira vez, em 1773, por Roederer ao observar alterações na pele de gestantes. Em 1889, Troisier e Menegier realizaram as primeiras análises histológicas do tecido dérmico com estas afecções (SACCHIDANAND *et al.*, 2013). NARDELLI (1936) descreveu morfológicamente as ED como estrias atróficas. UNNA (1894) Unna afirmou que as fibras elásticas do tecido conjuntivo eram possivelmente influenciadas por fatores endógenos. Na análise histológica, inicialmente foram consideradas por CHERNOSKY e KNOX (1964) lesões em que as fibras elásticas estavam totalmente ausentes no centro das estrias e, na sua periferia, enroladas e aglomeradas na DE mais profunda. MONTGOMERY (1967) defendia a hipótese de que quando ocorria à ruptura das fibras elásticas, elas fragmentavam e enrolavam. PINKUS *et al.* (1966), por outro lado, reportaram que as fibras elásticas apresentavam finas e paralelas atravessando toda a estria, enquanto nas bordas laterais, elas encontravam rompidas e retraídas. Esta disposição em paralelo do arranjo das fibras elásticas também foi observada por EBERT (1933), mas não em todas as espécies. A partir daí, o interesse pela fisiopatologia e tratamento das estrias (KADUNC *et al.*, 2013, CARAMASCHI *et al.*, 1995) intensificaram e vários estudos surgiram reportando que as características histopatológicas das estrias dérmicas eram anatomicamente semelhantes às cicatrizes (GOLDMAN e WOLLINA, 2018,

RAWLLINGS *et al.*, 2012, SATO *et al.*, 2010, GROOVER *et al.*, 2000, PIERARD *et al.*, 1999, WATSON *et al.*, 1998, ZHENG *et al.*, 1985).

Na literatura atual, a ED é definida como uma afecção dermatológica vista, microscopicamente, pela separação de fibras colágenas e pelo rompimento das fibras elásticas que se enrolam na borda da lesão gerando descontinuidade do tecido dérmico (FERNANDES *et al.*, 2015, MARTINS *et al.*, 2013, ATWAL *et al.*, 2006, HIDALGO, 2002, SCOTT, 1979) e atrofia tegumentar adquirida (SHIMIZU, 2017b, UD-DIN *et al.*, 2016, ALHIMDANI *et al.*, 2014, FERNANDES *et al.*, 2015, JEANMAIRE *et al.*, 2013). Estão localizadas na segunda camada da pele, a derme (SHIMIZU, 2017b, ATWAL, 2006, HIDALGO, 2002). Além disso, o tecido cutâneo em que ocorre sua presença apresenta diminuição de espessura da EP (VAN MULDER *et al.*, 2017, BORGES, 2010, SCOTT, 1979) e Dp (devido à redução do número e volume de seus componentes, como queratinócitos, melanócitos, fibroblastos, fibras, entre outros) e espessamento da DR (SHIMIZU, 2017b, FERNANDES *et al.*, 2015, ALHIMDANI *et al.*, 2014, JEANMAIRE *et al.*, 2013).

A ED ocorre em ambos os sexos (JEANMAIRE *et al.*, 2013, SACCHIDANAND *et al.*, 2013, ELTON e PINKUS, 1966), sendo nas mulheres em maior proporção (JOHNSTON, 2017, ALHIMDANI *et al.*, 2014, SACCHIDANAND *et al.*, 2013, WEEDON, 2010) atingindo 72 % destes indivíduos (CHO *et al.*, 2006). Sua prevalência também depende de alguns fatores, tais como: idade, peso corporal, pelo uso de medicamentos hormonais, e outros. É mais comum na adolescência em decorrência do crescimento acelerado (SHIMIZU, 2017b, LEUNG e BARANKI, 2017, CHO *et al.*, 2006, SISSON, 1954), na obesidade (SHIMIZU, 2017b, WALDMAN e KETTLER, 2016, GARCIA-HIDALGO, 2002, GARCIA-HIDALGO *et al.*, 1999), gravidez, em 90 % dos casos (SHIMIZU, 2017b, FARAHNIK *et al.*, 2017, ADDOR *et al.*, 2010, MAIA *et al.*, 2010, OSMAN *et al.*, 2007, CHO *et al.*, 2006, ATWAL *et al.*, 2006, CHANG *et al.*, 2004), tipo de pele (NAEINI *et al.*, 2016, PICARD *et al.*, 2015, ALVES *et al.*, 2015, NAEIN e SOGHRATI, 2012), com histórico familiar (MACGREGOR e WESLEY, 2017, KASIELSKA-TROJAN *et al.*, 2015, WEEDON, 2010), em indivíduos que fazem administração prolongada de corticosteróides tópicos e sistêmicos (SHIMIZU, 2017b, ALVES *et al.*, 2015, ROGALSKI *et al.*, 2003) e com algumas infecções (CORDEIRO e MORAES, 2009, LAWRENCE *et al.*, 1953).

As estrias são classificadas de acordo com sua cor: eritematosa (rubra), branca (alba), azulada (cerúlea) ou enegrecida (nigra) (HERMANNNS e PIÉRARD, 2006, MITTS *et al.*, 2005, PIERARD-FRANCHIMONT *et al.*, 2005, WATSON *et al.*, 1998). A cor depende tanto do componente microvascular quanto do tamanho e atividade dos melanócitos (MITTS *et al.*, 2005, PIERARD-FRANCHIMONT *et al.*, 2005). Fisiologicamente, iniciam avermelhadas e progridem para o aspecto branco (estria alba) que corresponde a sua fase final (Figura 4) onde perdem seu pigmento e tornam-se abrilhantadas (narcadas) e atroficas (JOHNSTON, 2017, ALHIMDANI *et al.*, 2014, LEUNG e BARANKIN, 2013, WEEDON, 2010, SCOTT, 1979).

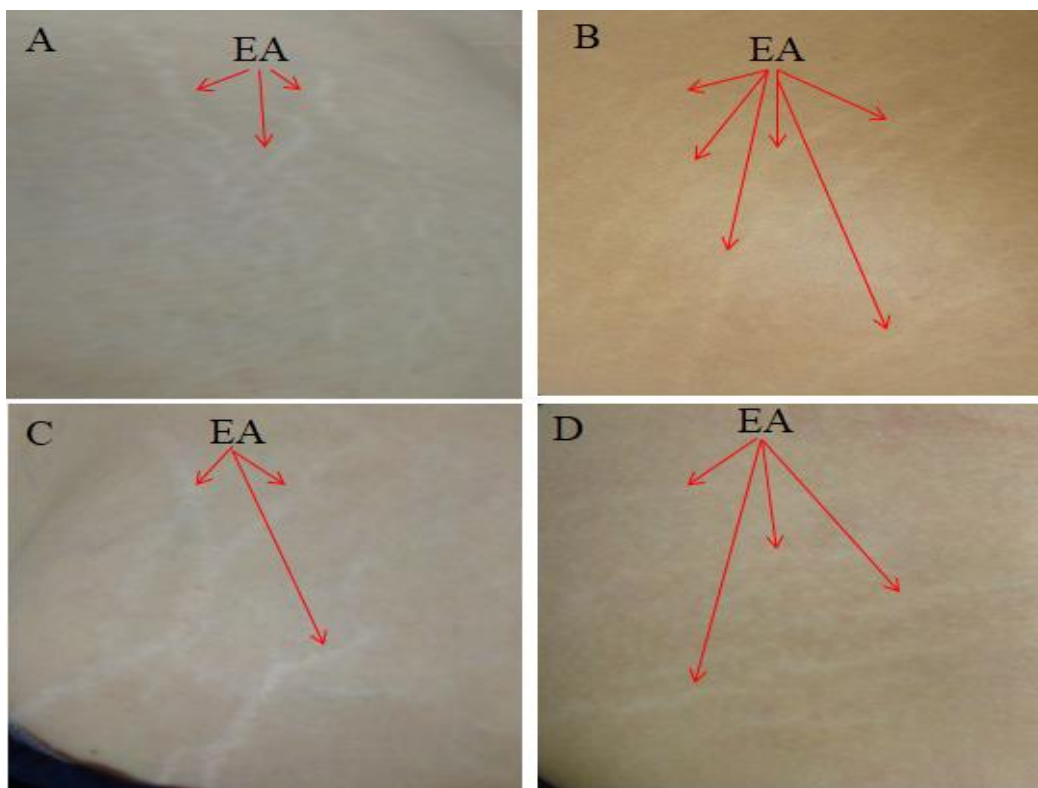


Figura 4. Padrões de estrias encontrados na região do quadril de duas mulheres (A e B) e de dois homens (C e D). Elas podem estar em pequena ou grande quantidade e apresentam comprimento variável e forma irregular. As setas, em cor vermelha, indicam a presença de estria alba (EA) na pele destes voluntários (Fonte: fotografia realizada pela autora).

As ED podem ser raras ou em grande quantidade, elevadas ou deprimidas (RABELLO, 1952). Tendem estar paralelas entre si e perpendiculares às LTPs, indicando um desequilíbrio do colágeno, fibrina e da elastina devido à lesão dérmica (LEUNG e BARANKIN, 2013, ATWAL *et al.*, 2006, HIDALGO, 2002). Levemente côncava e de aspecto linear (SHIMIZU, 2017b), as ED apresentam vários centímetros (cm) de comprimento e de 01 a 10 milímetros (mm) de largura (SHIMIZU, 2017b, KOONTZ, 2014, MISHRIKI, 2000). Tendem ser bilaterais e simétricas (NAEINI *et al.*, 2016, AL-DHALIMI e ABO NASYRIA, 2013), no entanto, as estrias têm predileção para desenvolver em algumas regiões corporais. Podem aparecer em qualquer lugar, exceto o rosto, palmas das mãos e solas dos pés (ROTSZTEJN *et al.*, 2010). Na gravidez, frequentemente afeta todos os quatros quadrantes do abdomen, bem como seios (TANCZIK e CRISTOVÃO, 2009, SHARON *et al.*, 2006, CHO *et al.*, 2006, ATWAL *et al.*, 2006) sendo menos comuns nos glúteos, quadris, braços e coxas (OSMAN *et al.*, 2008, RANGEL *et al.*, 2001). Nos homens, os locais mais comuns com ED são axilas (LEUNG e BARANKIN, 2017), ombros (ROGALSKI *et al.*, 2003), os quadris e a região lombossacral (ELSAIE *et al.*, 2009, CHO *et al.*, 2006, ROGALSKI *et al.*, 2003, ZHENG *et al.*, 1985), enquanto, nas mulheres, nos braços (ELSAIE *et al.*, 2009), quadris, coxas, glúteos, e mamas (ELSAIE *et al.*, 2009, TANCZIK e CRISTOVÃO, 2009, SHARON *et al.*, 2006, CHO *et al.*, 2006, ATWAL *et al.*, 2006, ROGALSKI *et al.*, 2003, ZHENG *et al.*, 1985) são os locais mais comuns .

3.2.1 Etiologia das estrias dérmicas

Considerando-se a multiplicidade de fatores envolvidos, a etiopatologia da ED é divergente e inconclusiva porque ainda não está plenamente definida. De causa multifatorial engloba teorias (mecânica, genética, endocrinológica ou infecciosa) que tentam explicar o seu aparecimento (HAGUE e BAYAT, 2017, BOGDAN *et al.*, 2017, JEANMAIRE *et al.*, 2013, ELSAIE *et al.*, 2009, SCOTT, 1979).

3.2.1.1 Teoria mecânica

Segundo essa teoria, o aparecimento das estrias está associado ao estiramento mecânico da pele que lesiona as suas fibras conjuntivas. Nestas, as fibras elásticas se rompem em vários segmentos fibrilares e as de colágenos se separam e se alargam (SCOTT, 1979). Em 1979, Shuster, fez uma importante anotação sobre o assunto. Segundo o autor como a pele é um tecido anisotrópico, produz três comportamentos quando submetida a uma força de alongamento: (1) inicialmente, as fibras apresentam um alongamento reversível, isto é, uma resposta "elástica" à tensão; (2) em continuidade à essa tração, ocorre falha durante ao alongamento extremo, com clivagem de fibras, ou seja, uma resposta rígida "inelástica" e (3) por último, ocorre uma combinação das duas respostas com alongamento limitado e rigidez tecidual resultando no aparecimento de ED (SHUSTER, 1979). O autor acima explica que as estrias são sempre iniciadas pelo alongamento das LTPs e que as ligações cruzadas de colágeno apontam ser mais importantes do que a quantidade de colágeno em resposta ao estiramento cutâneo. Ele sugere que o aumento de ligações cruzadas, como a idade avançada, aumenta a resistência da pele à deformação devido ao alongamento, resultando na clivagem das fibras. Por outro lado, a ausência de ligações cruzadas permite elasticidade excessiva do tecido, com possível ruptura da pele, se o alongamento ultrapassa o limite da elasticidade cutânea.

A maioria dos autores concorda que existem mudanças definitivas na MEC, especialmente alterações no colágeno, elastina e fibrilina. Estudos de expressão gênica têm sugerido que a pele com estria mostra diminuição do metabolismo de fibroblastos em comparação com a pele normal, com diminuição dos níveis de expressão gênica de colágeno, elastina e fibronectina (ROTSZTEJN *et al.*, 2010, CHANG *et al.*, 2004, LEE *et al.*, 1994). Mudanças histológicas encontradas no estudo de PIERAGGI *et al.* (1982) mostraram na pele com estria fragmentação do colágeno, substância essencial abundante e disfunção dos fibroblastos globulares e quiescentes que perdem a função secretora de fibrilas. PIÉRARD *et al.* (1999) relataram diferenças entre as propriedades mecânicas da pele com estrias *in vivo* e *ex vivo*. As propriedades mecânicas da pele com ED eram diferentes da pele aparentemente normal. Na pele com ED foi observado aumento na extensibilidade (capacidade da fibra para alongar-se além do comprimento de repouso) da pele (HAMILL e KNUTZEN, 1999). No entanto, a elasticidade

(capacidade da fibra de retornar ao seu comprimento de repouso depois que a força de alongamento do músculo é removida) da cútis com ED (HAMILL e KNUTZEN, 1999) foi relatada, por Piérard e colaboradores, como diminuída em *ex vivo* e inalterada *in vivo*. Eles afirmaram que na estria, o tecido conjuntivo apresenta baixa resistência ao estresse provocado pela tração cutânea (PIÉRARD *et al.*, 1999).MORAES *et al.* (2000) observaram que as propriedades contráteis dos fibroblastos na estria variam conforme o estágio da lesão. No início da lesão, os fibroblastos têm maior contratilidade que os da fase final. Portanto, a teoria suporta a hipótese que as estrias são consequências de períodos rápidos de estiramento da pele promovido, p.ex., pelo estirão de crescimento na puberdade, uma distensão abdominal considerável ou hipertrofia muscular muito rápida, assim como a deposição de gordura no obeso seriam responsáveis pela ruptura ou perda de fibras elásticas e de sustentação cutânea e, concomitantemente, pelo aparecimento destas afecções dérmicas.

3.2.1.2 Teoria endócrina

Atualmente, essa é a teoria mais aceita na medicina. Ela postula que a influência hormonal está presente de forma atuante em todas as formas de aparecimento das estrias (obesidade, adolescência e gravidez) onde o hormônio vai atuar especificamente sobre o fibroblasto (GOLDMAN e WOLLINA, 2018, KHARB *et al.*, 2012, CORDEIRO *et al.*, 2010, ELSAIE *et al.*, 2009, CORDEIRO e MORAES, 2009,SATO *et al.*, 2009, GUIRRO e GUIRRO, 2004, SIMKIN e ARCE, 1962). Os primeiros casos de estrias em adolescentes foram registrados em por Parkes Weber (1935) e por Rosenthal (1937). Parkes utilizou o termo "estria atrófica idiopática" para descrever esta condição (ROSENTHAL, 1937, PARKES, 1935). Em SHELLEY e COHEN (1964) observaram estrias lineares de 34 cm de comprimento, que se desenvolveram lateralmente a tatuagem, na região dorsal de um garoto de 16 anos com sobrepeso.

Acredita-se que o cisalhamento mecânico e alongamento da pele não são os únicos agentes responsáveis pelo aparecimento de estrias. Níveis hormonais de cortisol e fatores genéticos também são operativos para esta condição. Estudos têm citado o envolvimento de fatores hormonais associados à formação de estrias (GOLDMAN e WOLLINA, 2018, HAGUE *et al.*, 2017, BOGDAN *et al.*, 2017, YOSIPOVITCH *et al.*, 2007, ATWAL *et al.*, 2006, ROGALSKI *et al.*, 2003, EUVRAD *et al.*, 2001, LEE *et al.*,

1999, LIU, 1974, SIMKIN e ARCE, 1962) principalmente em casos relacionados a gestação, puberdade, obesidade, uso de corticosteróides, Diabetes Mellitus e síndrome de *Cushing* e *Marfan* (SATO *et al.*, 2012). Liu, em 1974, relatou a possível participação dos níveis de hormônios de relaxina, corticosteróides e de estrógeno na gênese das estrias. Essa associação aumenta a quantidade de mucopolissacarídeos, cuja retenção atuaria na tensão entre as fibras colágenas, e conseqüentemente a sua clivagem (ADDOR *et al.*, 2010). A relaxina, produzida na gestação, está relacionada ao amolecimento da sínfise púbica, inibição das contrações uterinas, além de interferir na síntese de colágeno e na redução da elasticidade do tecido conectivo causando sua ruptura (LURIE *et al.*, 2011, ADDOR *et al.*, 2010). Pesquisas mostram que de 50 a 90 % das gestantes aparecem, no último trimestre, com alguns pares de estrias, pois é nesse período que a pele começa a ultrapassar os limites de resistência das fibras elásticas, já fragilizadas pelo aumento da atividade hormonal (FARAHNIK *et al.*, 2017, PICARD *et al.*, 2015, KASIELSKA-TROJAN *et al.*, 2015, SATO *et al.*, 2009, CHANG *et al.*, 2004). Os principais fatores de risco associados às estrias gravídicas apontam para baixa idade materna, o ganho de peso durante a gestação e peso do neonato (KASIELSKA-TROJAN *et al.*, 2015, ATWAL *et al.*, 2006).

MACGREGOR e WESLEY (2017), KASIELSKA-TROJAN *et al.* (2015), LERNIA *et al.* (2001), TSUJI e SAWABE (1993) e ONO *et al.* (1991) sugerem que estas dermatoses também ocorrem com maior frequência em mulheres com história familiar de estrias gravídicas, maior índice de massa corporal (IMC) pré-gestacional e gestação múltipla. EUVRARD *et al.* (2001) observaram em uma série de 800 primíparas examinadas no pós-parto para estrias gravídicas que 84 % de 51 mulheres com menos de 20 anos desenvolveram estrias gravídicas em comparação com 24 % de 195 mulheres com 30 anos de idade ou mais. Porém, CORDEIRO *et al.* (2010) descreveram um aumento na expressão dos receptores hormonais para glicocorticóides, estrógenos e andrógenos na pele com estria quando comparada a área normal de mulheres não gestantes. Este achado, segundo os autores, sugere que regiões que sofrem maior estiramento mecânico da pele podem expressar maior atividade dos receptores hormonais influenciando no metabolismo da matriz extracelular tendo como consequência a formação de ED. Pesquisas descreveram um aumento nos níveis de hormônios 17-cetosteróides e 17-cetogênico em pacientes obesos quando comparados a indivíduos não obesos. No entanto, esses níveis foram mais elevados em obesos que tinham estrias (SIMKIN e ARCE, 1962).

Estudos descreveram que as estrias podem ocorrer em adolescentes obesos ou não. Este fato explicaria a presença das estrias na adolescência ao período mais representativo de uma estimulação adrenocortical, que pode ser descrita como uma “Síndrome de *Cushing* fisiológica” (GOLDMAN e WOLLINA, 2018, AL-HIMDANI *et al.*, 2014, KHARB *et al.*, 2012, MASAND, 2012, ELSAIE *et al.*, 2009, SIMKIN e ARCE, 1962). A síndrome de *Cushing* consiste em um conjunto de sinais e sintomas provocados por uma desordem endócrina causada por níveis elevados de glicocorticóides (em especial o cortisol) no sangue. Ela também é conhecida como hipercortisolismo ou hiperadrenocorticismo (HUR *et al.*, 2015, NIH, 2008, NIEMAN e ILIAS, 2005). ROGASKI *et al.* (2003) registraram o caso de uma adolescente de 17 anos que desenvolveu estrias após terapia de corticosteróide tópica na psoríase vulgar. As estrias aumentaram visivelmente desde a aplicação de esteróides potentes (betametasonadipropionato) ao longo de vários meses, juntamente com contraceptivos orais durante estirão de crescimento. Seus achados clínicos são compatíveis com as características de estrias distensivas devido à aplicação de esteróides durante vários meses em associação com contraceptivos orais na adolescência. Alguns medicamentos (antineoplásicos, antibióticos e para tratamento de tumores) podem promover a hiperpigmentação das estrias. A pigmentação inicial é similar a que acontece na síndrome de *Cushing* (violácea) e permanece com essa coloração por meses, podendo evoluir para uma tonalidade marrom escura semelhante aos processos que promovem a pigmentação de estrias (AL-HIMDANI *et al.*, 2014, GUIRRO e GUIRRO, 2004).

Adeptos dessa teoria acreditam que o aparecimento das estrias está relacionado ao tipo de medicamento utilizado na terapêutica do paciente, à base de corticóides tópicos ou não, incluindo anabolizantes (MAcGREGOR e WESLEY, 2017, ALVES *et al.*, 2015, KHARB *et al.*, 2012, GUIRRO e GUIRRO, 2004, STEVANOVIC, 1972) e a deposição excessiva de gordura nas células adiposas, devido ao IMC, que rompem as fibras elásticas do tecido (MAcGREGOR e WESLEY, 2017, KASIELSKA-TROJAN *et al.*, 2015, MAIO, 2011). No entanto, acredita-se que, embora, o surgimento de ED seja em decorrência do tratamento efetuado à base de corticoides, a terapêutica, portanto, seja o verdadeiro fator desencadeante deste processo (GUIRRO e GUIRRO, 2004, STEVANOVIC, 1972).

GUIRRO e GUIRRO (2004) e NIGAM (1989) também corroboram que o surgimento de estrias está associado à influência hormonal. Eles reportam que estas afecções são raras em crianças com idade inferior a cinco anos, ou até nove anos, mesmo que obesas (a menos que façam uso de corticóide), pois a secreção desse hormônio (andrógeno) só se inicia na puberdade; podendo também explicar o seu início com o aparecimento de acne, pêlos e o desenvolvimento das mamas e genitais, caracterizando essa fase como de grande alteração hormonal. GUIMARÃES *et al.* (2013) evidenciaram o desenvolvimento de estrias em dez pacientes após o crescimento da mama durante um período de dois meses. Para HELLER (1995) e SISSON (1954) também não há dúvidas quanto à associação de estrias com atividades esteróides, pois a sua presença na faixa etária onde são detectados sinais evidentes de alterações no nível de hormônios sexuais, sugere uma forte influência hormonal. Portanto, o uso tópico ou sistêmico de esteróides (cortisona), a atividade física vigorosa, o estresse ou desordens hormonais (estrógeno, progesterona e cortisol), dentre outras condições, podem ser situações facilitadoras ao surgimento de estrias.

3.2.1.3 Teoria infecciosa

Em 1925 Kogoj sugeriu que processos infecciosos levavam à liberação de substância tóxica (estriatoxina) danificando as fibras cutâneas resultando no aparecimento de estrias (TAIEB e IBRAHIM, 2016, ORO, 2015, GAUGLITZ *et al.*, 2014, SAVAS *et al.*, 2014, ELSAIE *et al.*, 2009). Estados de imunossupressão, o uso de medicamentos de hipertensão (como os para o tratamento de eclampsia durante a gravidez), doenças autoimunes, tuberculose e febre tifóide (STRUMIA *et al.*, 2001) associados à doença hepática (KOULAOUZIDIS *et al.*, 2007, SAYAL *et al.*, 1997) também podem ser precipitantes para o surgimento de estrias. Isso foi evidenciado quando STRUMIA *et al.* (2001) em seus estudos observaram em adolescentes a presença de estrias púrpuras após anorexia nervosa.

LIU e HSU (2010) também reportaram estrias em uma paciente de 60 anos com leucemia. ELSHIMY e GANDHI (2013) relataram estrias lombares em um adolescente de 14 anos após doença celíaca. O paciente com essa patologia apresenta atrofia da mucosa intestinal que causa prejuízo na absorção de macronutrientes (como

carboidratos, gorduras e proteínas) e de micronutrientes (vitaminas e minerais). A atrofia ocorre devido a um processo inflamatório local, decorrente de uma resposta autoimune exacerbada contra componentes da mucosa intestinal do próprio indivíduo. Outros casos de estria foram relatados após vasculite urticariforme (KNOW *et al.*, 1993), lúpus eritematoso (MOSKOWTIZ *et al.*, 1983), queiloide (SIDWELL *et al.*, 2005), elastose focal linear (HAGARI *et al.*, 1997), rejeição de enxerto da pele e complicações devido a transplantes (GARCIA-RODIÑO *et al.*, 2017, CONEJO *et al.*, 2015, GIRAULT *et al.*, 2009, EUVRARD *et al.*, 2001), psoríase (CACCAVALE *et al.*, 2016, ROGALSKI *et al.*, 2003), febre tifóide (AL-HIMDANI *et al.*, 2014, ROLLESTON e GOODALL, 1931), febre reumática (AL-HIMDANI *et al.*, 2014, ROLLESTON, 1932), doença do fígado crônica (CHOUDHURY *et al.*, 2018, AL-HIMDANI *et al.*, 2014, KOULAOUZIDIS *et al.*, 2007, SAYAL *et al.*, 1997), pacientes com vírus da imunodeficiência humana-HIV (DARVAY *et al.*, 1999) e outras infecções.

3.2.1.4 Teoria genética

Estudos citam que fatores genéticos também desempenham um papel importante para o aparecimento de estrias cutâneas. SISSON (1954) descobriram que estrias estavam presentes em 35 % de 190 adolescentes saudáveis entre 10 e 16 anos. Acredita-se que níveis reduzidos dos genes que codificam o colágeno e fibronectina estejam envolvidos no afinamento do tecido conjuntivo levando ao aparecimento atrofico de estrias (LEE *et al.*, 1994). Alguns autores atribuem o aparecimento de estrias cutâneas a uma susceptibilidade hereditária (MACGREGOR e WESLEY, 2017, FARAHNIK *et al.*, 2017, ORO, 2015, PICARD *et al.*, 2015, SATO *et al.*, 2012, CORDEIRO *et al.*, 2010, CORDEIRO e MORAES, 2009, ELSAIE *et al.*, 2009, OSMAN *et al.*, 2007, BURK, 2007, CHAM *et al.*, 2006, ATWAL *et al.*, 2006, CHO *et al.*, 2006, SALTER e KIMBALL, 2006, LIU, 1974, TASHIMA, 1974, SISSON, 1954). CHANG *et al.* (2004) também encontraram fatores genéticos (história familiar e etnia) como importantes preditores para sua formação. KASIELSKA-TROJAN *et al.* (2015) reportaram que entre as 299 gestantes participantes do seu estudo, 71,2 % (213) tinham estrias antes da gravidez e 58,80 % (80) delas desenvolveram estrias durante a gravidez (*striae gravidarum*). Na análise estatística, eles mostraram que quatro dos fatores analisados foram preditores da ocorrência de estrias gravídicas: história familiar (83,6 %), IMC

antes da gestação (63,8 %), ausência de doenças crônicas (72,9 %) e peso médio do bebê ao nascer de 3,5±0,6 kilogramas (kg).

OSMAN *et al.*(2007), em sua pesquisa, identificaram que 60 % das primíparas desenvolveram estria durante a gravidez. A frequência dessas afecções foi maior nas mais jovens (26,5 ± 4,5 idade) e que nas que ganharam significativamente mais peso durante a gravidez (15,6 ± 3,9 kg). Peso do feto (3230±46 gramas), idade gestacional (39,0±1,8 anos) e história familiar (48 %±64,9) estiveram associados ao desenvolvimento de estria moderada à severa nestas gestantes. LERNIA *et al.* (2001) relataram estrias rubras em gêmeos monozigóticos de 6 anos de idade que tinham hiperextensão moderada das articulações e ligamentos. Os pacientes não tinham características dimórficas ou deformidades musculoesqueléticas e nem alterações hematológicas ou endócrinas.

Síndromes hereditárias, como Ehlers-Danlos (ocorre por um defeito na síntese de colágeno tipo I, III ou V) (MORAES *et al.*, 2000); Marfan (mutação de um gene situado no cromossomo 15, a proteína fibrilina ou gene FBN1, importante componente na formação das fibras elásticas. Nesta síndrome, vários sistemas são afetados. No caso do acometimento do sistema tegumentar, ocorre fragmentação dos componentes da elastina e as fibras elásticas que se tornam finas, causando o aparecimento de estrias) (AL-HIMDANI *et al.*, 2014, KHARB *et al.*, 2012, AOYAMA *et al.*, 1995, PINKUS *et al.*, 1966); Displasia ectodérmica e história de origem familiar autossômica dominante (McKUSICVA, 1971) foram reportadas à presença de estrias na pele destes indivíduos.

A patogênese das estrias segundo WATSON *et al.* (1998) foi atribuída às mudanças nos componentes de MEC. LEE *et al.* (1994) ao estudarem o ácido ribonucleico (RNA) de amostras da pele com estrias observaram redução dos genes (procolágeno do tipo I e III, elastina, fibronectina e beta-actina) codificadores para colágeno, elastina e fibronectina com consequente mudança no metabolismo de fibroblastos. Embora, a etiologia do aparecimento de estrias permaneça ainda inconclusiva, ela é uma das queixas frequentes de dermatoses na clínica dermatológica (MARTINS *et al.*, 2013, CROCCO *et al.*, 2012, ATWAL, 2006, SINGH e KUMAR, 2005, HIDALGO, 2002, BERGFELD, 1999).

3.2.2 Impacto social e emocional devido a presença de estrias

Apesar de não gerarem nenhuma incapacidade física ou alteração da função cutânea, a ED pode gerar grande impacto social e emocional ao indivíduo, provocando importante consequência na qualidade de vida, depressão e baixa autoestima pelo seu aspecto esteticamente desagradável (MARTINS *et al.*, 2013, ATWAL, 2006, ALVES *et al.*, 2005, HIDALGO, 2002). Esta condição psicossocial foi constatada por CORDEIRO (2009) em pacientes atendidos, entre agosto de 2004 e novembro de 2006, no Ambulatório Especializado em Cosmiatria da Dermatologia do Hospital de Clínicas /Unicamp. Estudos em que foram aplicados questionários para avaliar a prevalência e o impacto que as estrias exercem na qualidade de vida das pessoas com esta dermatose apresentaram resultados em que os aspectos emocionais destes indivíduos estavam prejudicados pela presença destas afecções dérmicas (FARAHNIK *et al.*, 2017, KORGAVKAR e WANG, 2015, AL-DHALIMI e NASYRIA, 2013, YAMAGUCHI, K., *et al.*, 2012, CHREN *et al.*, 1997). Acrescentam SESHADRI *et al.* (2013), ROTSZTEJN *et al.* (2010), e CHREN *et al.* (1997) que embora as estrias não sejam prejudiciais à saúde física, elas podem vir acompanhadas, além de cicatrizes, de prurido, hiperemia, ardência ou dor. Segundo os autores, estes sintomas podem causar sentimento de complexidade, inferioridade e precipitar estados de depressão grave, ansiedade, vergonha, constrangimento, raiva, frustração e outros, especialmente em adolescentes e em indivíduos que experimentam cicatrizes extensas afetando a sua vida cotidiana.

Em um levantamento feito pela Sociedade Brasileira de Dermatologia, em 2018, apresentou o perfil nosológico das 60 doenças mais comuns na clínica dermatológica. Destas, as estrias estavam entre os 37 motivos mais frequentes de consultas (com 0,6 % dos casos) e ocupando a 9ª posição de “queixas” em indivíduos entre 12 e 24 anos. MARTINS *et al.* (2013) evidenciaram resultado similar com 600 mulheres entre 18 e 70 anos. As principais “queixas” estéticas desta população em ordem decrescente de frequência foram: 1) manchas (84,7 %); 2) acne (61,3 %); 3) rugas (43,4 %); 4) envelhecimento, rejuvenescimento e “sinais” de idade (16,4 %); 5) **estrias (12,6 %)**; 6) verrugas e pintas (11,7 %); 7) celulite (11 %); 8) cicatrizes (10,4 %). Outras “queixas”, como pele seca, pele oleosa ou doenças como câncer e psoríase, resultaram cada uma em torno de 3 % dos casos.

AFSAR (2017) evidenciou resultado semelhante na dermatologia pediátrica, em que a estria, embora, apareça como queixa menor (0,2 % dos casos), ela é uma das principais procuras por tratamento estético. Culturalmente, a beleza e o cuidado pessoal são muito importantes no Brasil. A busca pelo corpo perfeito e a concepção em que ter uma pele com aparência bonita, brilhante e mais macia significa estar saudável e ser mais atrativo esteticamente, ainda prevalece nos dias atuais. Pode-se observar essa situação quando especialistas afirmam que o Brasil, atualmente, ocupa o quarto lugar no *ranking* de investimentos em tratamentos estéticos no mundo, ficando atrás dos Estados Unidos, China e Japão (VEJA, 2018, WEINSWIG, 2016). Segundo o indicador da empresa de consultoria de *marketing*. Euromonitor Internacional, o país está na segunda posição no *ranking* mundial do universo dos homens que buscam itens para fins estéticos, ficando atrás somente dos Estados Unidos (VEJA, 2018). Ainda segundo a Associação Brasileira da Indústria de Higiene Pessoal, Perfumaria e Cosméticos (ABIHPEC), no país, o mercado de beleza representa 1,8 % do produto interno bruto (PIB) do mercado brasileiro (WEINSWIG, 2016). Em 2017, o setor registrou um faturamento de 102 milhões de reais, uma alta de 3,2 % em relação a 2016 (VEJA, 2018).

Com o avanço tecnológico, empresas voltadas para área da cosmetologia e dermatologia especializaram-se cada vez mais investindo em amplas pesquisas para manter uma boa fisionomia da pele e para o desenvolvimento de produtos cosméticos com os objetivos de prevenir e minimizar alterações cutâneas que ocorrem em consequência de doenças dérmicas e com o envelhecimento, corrigindo as suas imperfeições e tornando-a com aspecto mais jovem (BIMBI e MARTINI, 2018, BURGESS, 2005, MORGANTI, 2002). Dessa forma, variadas técnicas de diagnóstico e de terapêutica voltadas ao estudo do sistema tegumentar têm sido desenvolvidas constantemente com o intuito de prevenir, identificar e tratar as alterações fisiológicas e patológicas que ocorrem na pele.

3.3 Métodos de diagnósticos usados em estrias dérmicas

Com o avanço dos estudos na área da Medicina Dermatofuncional e da Engenharia Biomédica, diferentes terapêuticas vêm sendo empregadas para a redução de estrias dérmicas e melhora do aspecto da pele (MAcGREGOR e WESLEY, 2017,

AL-HIMDANI *et al.*, 2014, BORGES, 2010, ELSAIE *et al.*, 2009). Com esse fim, distintas abordagens terapêuticas adotadas nos consultórios de fisioterapia e na medicina dermatológica são utilizadas para melhorar o aspecto da pele e reduzir o número de estrias. Entre elas incluem a corrente microgalvânica (GARCIA *et al.*, 2012, BARROS *et al.*, 2012, BORGES, 2010), a massoterapia (ELSAIE *et al.*, 2009, WIERRANI *et al.*, 1992), laserterapia (MACGREGOR e WESLEY, 2017, KARSAI *et al.*, 2007, WANNER *et al.*, 2007, GOLDBERG *et al.*, 2005, McDANIEL, 2002), fototerapia (MACGREGOR e WESLEY, 2017, ELSAIE *et al.*, 2009, KIM *et al.*, 2008), luz intensa pulsada (MACGREGOR e WESLEY, 2017, ELSAIE *et al.*, 2009, HERNANDEZ-PEREZ *et al.*, 2002) e radiofrequência (MACGREGOR e WESLEY, 2017, ELSAIE *et al.*, 2009, SUCH *et al.*, 2007, ZELICKSON *et al.*, 2004, HSU e KAMINER, 2003) que são utilizadas para melhorar o aspecto da pele e reduzir o número de estrias.

Outras técnicas com intuito de incrementar as condutas para o tratamento destas afecções dérmicas também estão descritas na literatura como microdermoabrasão (MACGREGOR e WESLEY, 2017, BARROS *et al.*, 2012, KARIMIPOUR *et al.*, 2010, ABDEL-LATIF e ELBENDARY, 2008, ELSAIE *et al.*, 2009); *peelings* químicos (MACGREGOR e WESLEY, 2017, OBAGI *et al.*, 1999), carboxiterapia (PODGÓRNA *et al.*, 2018, MOSTAFA e AHMED, 2018, BARROS *et al.*, 2012), subcisão (SK LEE, 2018, SATO *et al.*, 2009), e propostas medicamentosas com ácidos retinóicos, glicólicos, hialurônicos e outros (MACGREGOR e WESLEY, 2017, ELSAIE *et al.*, 2009, RANGEL *et al.*, 2001, ASH *et al.*, 1998, ELSON, 1990). Também uma grande variedade de cremes (contendo extrato decentela, vitamina A e E, e colágeno), hidratantes, loções, óleos, pomadas e outros são usados na tentativa de prevenir ou reduzir o desenvolvimento de estrias distensivas (MACGREGOR e WESLEY, 2017, MALKOVA, 2015, BUCHANAN *et al.*, 2010, ELSAIE *et al.*, 2009, OSMAN *et al.*, 2008, YOUNG e JEWELL, 2008, DE-BAUMAN *et al.*, 1987).

Porém, faltam evidências fortes para confirmar a eficácia de qualquer uma dessas intervenções. Além disso, os resultados publicados com relação à terapêutica para o tratamento destas afecções são ainda controversos, pois, na literatura disponível sobre estrias dérmicas, alguns autores as consideram como sendo irreversíveis (BORGES, 2010, GUIRRO e GUIRRO, 2004). Outra questão relevante é que a maioria dos métodos empregados para avaliar os efeitos durante pré e pós-tratamentos de EA são invasivos e necessitam de análise histológica (biópsia) do tecido dérmico pré e pós-tratamento (MOSTAFA e AHMED, 2018, UD-DIN *et al.*, 2016, FERNANDES *et al.*,

2015, BANI *et al.*, 2014, AL-HIMDANI *et al.*, 2014, WHITE *et al.*, 2008). Além disso, pesquisas relatam que procedimentos invasivos podem levar a complicações adversas na pele, como edema, hiperemia, dor e outros (BORGES, 2010, GUIRRO e GUIRRO, 2004). Em um estudo preliminar, LUIS-MONTOYA *et al.* (2005) encontraram alta porcentagem de necrose nas regiões com estrias cutâneas tratadas com a técnica de subcisão (esta necessita de agulha especial que é inserida na superfície da pele). Outros modos subjetivos de avaliação de protocolos de tratamento de estrias são utilizados e têm poucos embasamentos científicos, destes incluem o uso de fotografias (PEDRO *et al.*, 2015, SOUSA e DA COSTA 2011, DAROLT e DE LIMA, 2010, GALDINO, *et al.*, 2010), questionários de satisfação (REBONATO *et al.*, 2012, MAIA *et al.*, 2010, MAIA *et al.*, 2009, LAGE *et al.*, 2009) ou da técnica de planimetria (BARROS *et al.*, 2012, SOUSA e DA COSTA, 2011). Também, uma pesquisa feita na literatura revelou que são escassos os estudos que utilizam métodos não invasivos, como a ecografia de alta resolução-EAR (BOGDAN *et al.*, 2017, BLEVE *et al.*, 2012) e elastografia por onda ultrassônica para avaliação dos resultados de procedimentos terapêuticos destas dermatoses.

Por esse motivo, o presente estudo propõe a utilização de imagens de ultrassonografia 2D e de elastogramas para serem usadas para caracterizar, *in vivo*, a pele com estrias albas. Dessa forma, pretende-se verificar a possibilidade do ultrassom de alta resolução (USAR) e da elastografia *supersonic shear imaging* (SSI) serem utilizados como métodos para avaliar a eficácia de procedimentos terapêuticos aplicados no tratamento de estrias dérmicas de modo não invasivo.

3.3.1 Ultrassom (US)

Métodos de diagnóstico por imagem por meio do USAR ou de alta frequência vêm sendo cada vez mais empregados no campo da Dermatologia (BHATTA *et al.*, 2018, BOGDAN *et al.*, 2017, WORSTMAN, 2017, ALFAGEME *et al.*, 2016, BARCAUI *et al.*, 2016, BARCAUI *et al.*, 2015, MANDAVA *et al.*, 2013, WORSTMAN, 2013, BLEVE *et al.*, 2012, KLEINERMAN *et al.*, 2012, MLOSEK, *et al.*, 2011, HUANG *et al.*, 2007, FOSTER *et al.*, 2000, OLERUD *et al.*, 1987), pois possibilitam a visualização de estruturas superficiais como a diferenciação entre as camadas da pele e suas estruturas, assim como a identificação de lesões cutâneas. Neste

item do trabalho, serão abordados os princípios do USAR para o exame ultrassonográfico da pele normal e o seu potencial para a caracterização de EA.

A utilização pelo USAR no campo da Dermatologia data de aproximadamente 40 anos. Em 1979, Alexander e Miller foram os primeiros a introduzirem a ultrassonografia como uma técnica não invasiva para mensurar espessuras das camadas da pele saudável (BHATTA *et al.*, 2018, MANDAVA *et al.*, 2013, ALEXANDER e MILLER, 1979). Na segunda metade do século XX (1980 e 1990), o USAR foi usado para mensurar alterações do tecido cutâneo, tais como presença de nódulos, cistos, processos inflamatórios e infecciosos (BHATTA *et al.*, 2018, WORSTMAN, 2017, BARCAUI *et al.*, 2016, MANDAVA *et al.*, 2013, MOORE *et al.*, 2003). Os USARs são equipamentos que trabalham com transdutores com frequências entre 20 e 100 MHz e com alta resolução. Isto permite a penetração da onda ultrassônica com duração de um microssegundo a milissegundos (WEICHENTHAL *et al.*, 2001) a distâncias entre 0,1 e 10 mm de profundidade, pois quanto maior a frequência usada, menor a profundidade de penetração da onda no tecido, maior a resolução do US e melhor a qualidade da imagem (BHATTA *et al.*, 2018, MANDAVA *et al.*, 2013, WORSTMAN, 2013, KLEINERMAN *et al.*, 2012, JASIUNIENE E KAZYS, 2011, SCHMID-WENDTNER e DILL-MÜLLER, 2008, FOSTER *et al.*, 2000).

Em Dermatologia, a ultrassonografia com frequências menores, 7,5 a 15 MHz, é usada para identificação de tecido subcutâneo, nodos linfáticos, de superfícies palpáveis como nódulos e cistos (BOBADILHA *et al.*, 2008, SCHMID-WENDTNER e DILL-MÜLLER, 2008) e de estruturas localizadas a profundidade maior que 4 cm, como músculos, tendões e osso (MANDAVA *et al.*, 2013, KLEINERMAN *et al.*, 2012). O desenvolvimento de aparelhos com frequência acima de 15 MHz proporcionou diferenciar as camadas cutâneas ampliando a sua aplicação na Dermatologia (BHATTA *et al.*, 2018, LUCAS *et al.*, 2014, MANDAVA *et al.*, 2013).

Em 2014, um trabalho usando o USAR (MayLabTM 25 Gold, Esaote S.p.A, Gênova, Itália) que operava na faixa de frequência de 10 a 18 MHz foi apresentado ao XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica–CBEB (CARVALHO *et al.*, 2014). A coleta de imagens transversal da pele (Figura 5), de 08 indivíduos de ambos os sexos com idade de 20 a 30 anos, foi realizada por uma varredura local, com o transdutor operando na frequência de 18 MHz que foi colocado de forma perpendicular à pele, deslocando-o de uma região sem EA até uma região com EA. Marcadores foram colocados sobre a região de interesse (ROI) da pele a ser analisada. O protocolo foi

adotado de forma similar nas regiões estriadas. Quando as estrias estiveram presentes no tecido, elas ficaram posicionadas entre os marcadores.

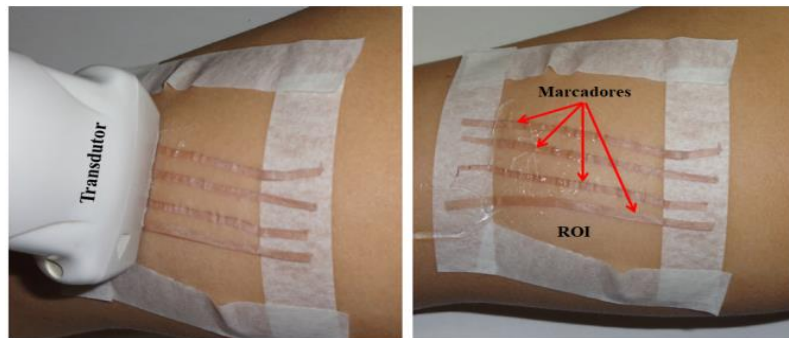


Figura 5. Imagem do protocolo de coleta com uso de marcadores em uma região sem EA de uma mulher com a frequência de 18 MHz. ROI indica a região de interesse que foi estudada (CARVALHO *et al.*, 2014). Fonte: fotografia realizada pela autora.

A frequência de 18 MHz possibilitou visualizar e mensurar as espessuras das camadas da pele sem e com EA nas imagens de ultrassonografia 2D (Figura 6), todavia não permitiu visualizar as EAs dérmicas.

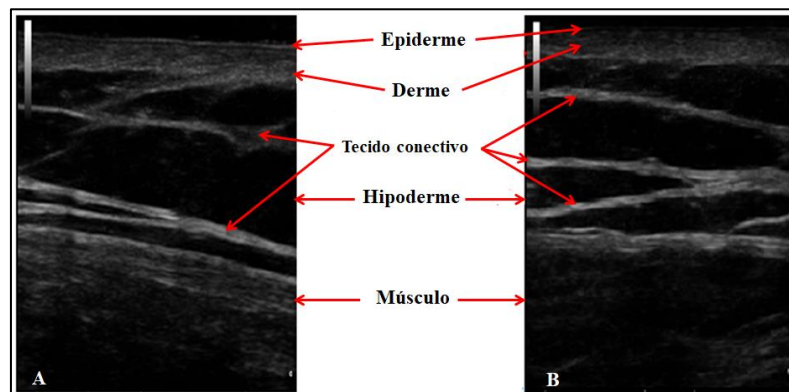


Figura 6. Imagem transversal das camadas da pele mostrando a epiderme, derme e hipoderme em uma região sem (A) e com estrias albas (B) na região do quadril de uma mulher à frequência de 18 MHz (CARVALHO *et al.*, 2014). Fonte: imagem realizada pela autora.

Portanto, o estudo concluiu que faz-se necessário o uso de frequências maiores para a identificação e estudo da pele com ED. Na literatura estão disponíveis equipamentos de USAR que operam às frequências acima de 18 MHz. O USAR de 20 a 25 MHz, considerando a velocidade de propagação da onda ultrassônica (c) de 1580 m s^{-1} , permite penetração do feixe até no máximo 10 mm de profundidade e resolução axial de $79 \mu\text{m}$ (MANDAVA *et al.*, 2013, WORSTMAN, 2013, KLEINERMAN *et al.*, 2012, JASIUNIENSE e KAZYS, 2011, SCHMID-WENDTNER e DILL-MÜLLER, 2008, SCHMID-WENDTNER e DILL-MÜLLER, 2005) e lateral de $200 \mu\text{m}$ (SCHMID-WENDTNER e DILL-MÜLLER, 2008). As maiores frequências comercialmente disponíveis são de 20 e 30 MHz, embora, frequências mais altas sejam usadas por pesquisadores (MOORE *et al.*, 2003). Estas permitem o estudo da derme e seus anexos que se encontram situados 1 a 4 mm de espessura da pele (JASIUNIENSE e KAZYS, 2011, FOSTER *et al.*, 2000).

Transdutores com frequências mais altas, entre 50 e 100 MHz, possuem as seguintes características: profundidade de penetração do feixe de 4 e $0,15 \text{ mm}$ (BHATTA *et al.*, 2018, MANDAVA *et al.*, 2013, JASIUNIENSE e KAZYS, 2011, FOSTER *et al.*, 2000), resolução axial de 32 e $16 \mu\text{m}$ (JASIUNIENSE e KAZYS, 2011) e lateral de 70 e $60 \mu\text{m}$, respectivamente (SCHMID-WENDTNER e DILL-MÜLLER, 2008, FOSTER *et al.*, 2000). Estes parâmetros são ideais para visualização e estudo mais detalhado do tecido epidérmico (MANDAVA *et al.*, 2013, WORSTMAN, 2013).

Em ecografia, o valor do pixel equivale à amplitude do eco representada por uma escala de cinza (brilho). Imagens com ecos de alta intensidade chamam-se ecogênicas ou hiperecóicas, as de baixa intensidade, hipoecóicas e as que não possuem ecos, anecóicas ou ecolucentes (POLANSKA *et al.*, 2017, MANDAVA *et al.*, 2013, WORSTMAN, 2013, KLEINERMAN *et al.*, 2012, FOSTER *et al.*, 2000, OLSEN *et al.*, 1995). As amplitudes dos ecos são dadas por valores em uma escala numérica variando de 0 a 255, onde o zero corresponde à cor preta e o valor 255, a branca. Assim, os pixels de baixa ecogenicidade correspondem aos valores de 0 a 30, os de média ecogenicidade de 50 a 150 e os pixels de alta ecogenicidade equivalem aos números entre 200 e 255 (CRISAN *et al.*, 2012b, GNIADOCKA *et al.*, 1994). Na imagem ecogênica (Figura 7) com o USAR, no tecido tegumentar normal, a EP é representada por uma linha hiperecóica, a DE, por uma faixa hiperecóica, com menos brilho que a EP, e a H por uma camada pobre em eco (hipoecóica) com feixes hiperecóicas longitudinais, que correspondem aos septos fibrosos no seu interior (WORSTMAN,

2017, BARCAUI *et al.*, 2016, BARCAUI *et al.*, 2015, WORSTMAN, 2013, GNIADDECKA, 2001).

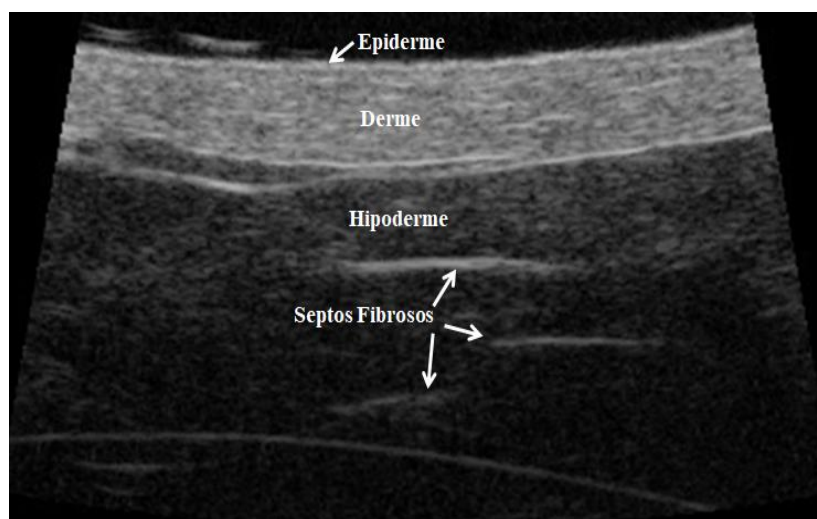


Figura 7. Imagem da ecogenicidade das camadas da pele normal da região do quadril de um homem de 24 anos com a frequência de 20 MHz. Fonte: imagem realizada pela autora.

A ecogenicidade no tecido cutâneo normal é influenciada por vários fatores (orientação da fibra de colágenos, tipo de substância amorfa, número de células e conteúdo de água). Algumas condições patológicas, p.ex. devido ao acúmulo de colágeno, refletem em grande intensidade os sinais acústicos (ecos). Por outro lado, redução no número de fibras colágenas ou o aumento do teor de água e de gordura são responsáveis pela diminuição na ecogenicidade (BATHA *et al.*, 2018, POLANSKA *et al.*, 2017). Assim, esta propriedade acústica depende do principal constituinte predominante em cada camada, p.ex. a queratina, na epiderme, o colágeno na derme e os lóbulos adiposos na hipoderme originam ecos hiperecogênico, hiperecogênico e hipoeecogênico, respectivamente. Dessa forma, o pixel pode ser um recurso utilizado com a finalidade de caracterizar a pele.

WORTSMAN (2013), CRISAN *et al.* (2012a), CRISAN *et al.* (2012b) e GNIADDECKA (2001) acrescentam que modificações nas características físico-químicas do tegumento devido, p.ex. ao fotoenvelhecimento e a idade cronológica podem causar variações da espessura cutânea e das propriedades acústicas, expressas através de alterações da ecogenicidade. Estas mudanças também podem ser evidenciadas nas

imagens ecogênicas conforme as particularidades do indivíduo (região corporal, IMC e sexo). Nas palmas da mão e plantas dos pés, a EP apresenta-se como estrutura hipoecóica bilaminar, resultante do contraste entre a EP e o estrato córneo muito espesso e compacto em comparação às demais partes do corpo (BARCAUI *et al.*, 2015, WORSTSMAN, 2013).

CRISAN *et al.* (2012b) estudaram as imagens de US da pele de 40 pacientes caucasianos (12 homens e 28 mulheres) com idades entre 4 e 75 anos que foram divididos em quatro categorias de idade: 4-20, 21-40, 41-60 e maior que 60 anos. Imagens cutâneas foram realizadas, para cada sujeito, em três locais diferentes: região dorsal do antebraço, porção medial do braço e na face. Os autores notaram um aumento significativo da espessura da pele (epiderme e derme) na face destes indivíduos. Este efeito pode ser explicado pelo nível de fotoexposição desta região aos raios UV ocasionado o aumento da sua espessura. Além disso, quando os colaboradores compararam indivíduos jovens (4-20 anos) com idosos (acima de 60 anos), foi perceptível que o tegumento do segundo grupo foi mais fino na região dorsal do antebraço e mais espesso na face. Em relação ao número de pixels observados por CRISAN *et al.* (2012b) nas imagens ultrassonográficas, a hipoecogenicidade foi significativa na região dorsal do antebraço e na porção medial do braço dos pacientes estudados. Na parte dorsal do antebraço, a ecogenicidade diminuiu significativamente no intervalo de 20 a 40 anos em comparação com o grupo de 4 a 20 anos ($p=0,038018$, $p < 0,05$) e essa redução foi mais significativa nos indivíduos acima dos 60 anos em comparação com os que tinham entre 41 e 60 anos ($p=0,00777$, $p < 0,05$). Na porção medial do braço, a quantidade de pixels diminuiu significativamente no grupo de 41 a 60 anos em comparação com o de 20 a 40 anos ($p = 0,018056$, $p < 0,05$).

Em geral, a hipoecogenicidade nas imagens após os 40 anos, ambos em locais fotoexpostos e fotoprotégidos, está relacionada com as alterações degenerativas que são típicas do processo fisiológico que ocorrem com a idade. A redução do número de pixels foi mais evidente na derme (alteração das fibras elásticas e reticulares na derme papilar) dos idosos em todas as áreas estudadas por CRISAN *et al.* (2012b), ratificando a presença de processos de elastose e degeneração cutânea comum no envelhecimento. Nos neonatos, o tecido dérmico é visto levemente hipoecóico enquanto nas pessoas idosas observa-se, entre a EP e a DE, uma linha hipoecóica denominada banda epidérmica de baixa ecogenicidade que corresponde a elastose e frouxidão da Dp (BARCAUI *et al.*, 2016). Neste contexto, sabe-se que a ecogenicidade das camadas

tegumentares e a velocidade de propagação da onda ultrassônica são influenciadas pelos seus componentes (WORTSMAN, 2013), assim como por alterações que ocorrem no tecido cutâneo, como, p.ex., pela presença de ED.

Assim, a visualização de imagens cutâneas específicas com o USAR varia de acordo com a frequência do transdutor e é importante, antes de identificar as anormalidades da pele com USAR, que se busque o entendimento dos achados ultrassonográficos da pele normal. Portanto, no estudo da ecogenicidade e mensuração das espessuras das camadas da pele com e sem estria, no presente trabalho foi utilizado o equipamento de biomicroscopia ultrassônica (BMU) para gerar, *in vivo*, imagens da pele com e sem EA (Figura 8). A BMU é uma técnica de ultrassonografia de alta resolução que trabalha com frequências (f) entre 20 e 100 MHz. O equipamento de BMU foi desenvolvido por *Capistrano Labs Incorporated* (San Clemente, CA, USA) e encontra-se disponível no Laboratório de Ultrassom (LUS) do Programa de Engenharia Biomédica (PEB/COPPE/UFRJ). A visualização do meio é realizada operando no modo-B e foi bem descrita por MARTINS *et al.* (2015) e FOSTER (2000).



Figura 8. Equipamento de biomicroscopia ultrassônica (BMU) do laboratório de Ultrassom (LUS/PEB/COPPE/UFRJ). Fonte: fotografia realizada pela autora.

O sistema BMU assemelha-se ao funcionamento do US convencional para gerar imagens 2D em modo-B. Seu funcionamento se dá pela emissão de pulsos curtos de ultrassom por um transdutor que se propaga pelo tecido e os ecos são detectados pelo mesmo transdutor. À medida que o feixe emitido pelo transdutor executa a varredura pelo meio, várias linhas do modo-A (modo de amplitude) são obtidas e usadas para gerar a imagem de BMU em 2D (MARTINS, 2014, FOSTER et al., 1993). FOSTER *et al.* (1993) reportam que a principal diferença entre a BMU e um US convencional que opera em modo-B é utilização de altas frequências e resolução micrométrica (μm), que permite gerar imagens com maior poder de resolução. Na Medicina, a utilização da ultrassonografia de alta resolução emprega frequências a partir de 20 MHz (na caracterização da pele) até 60 MHz (na clínica oftalmológica). Apesar da BMU permitir a produção de imagens tridimensionais (3D) (MARTINS *et al.*, 2015), no estudo, o equipamento foi empregado, *in vivo*, para gerar imagens bidimensionais (2D) da EP e DE em regiões com e sem EA operando com a f de 20 e 30 MHz. O transdutor (Figura 9) usado nos experimentos apresentou seguintes características: focalização esférica, distância focal de 12 mm, diâmetro de 5 mm e número $f_{\#}$ (a razão entre a distância focal e o diâmetro da área ativa do transdutor) de 2,4, conforme estimados pelas equações a seguir.



Figura 9. Transdutor de focalização esférica do equipamento de biomicroscopia ultrassônica (BMU) do Laboratório de Ultrassom (LUS/PEB/COPPE/UFRJ). Fonte: fotografia realizada pela autora.

O comprimento de onda (λ), em metros (m), foi calculado utilizando a Equação 1 (FISH, 1990):

$$\lambda = c/f \quad (1)$$

onde c é a velocidade de propagação da onda ultrassônica longitudinal na pele que, de acordo com a literatura, pode ser considerada 1540 m s^{-1} (FISH, 1990) e f é a frequência central do transdutor (Hz). A largura do feixe de US e de banda do pulso ultrassônico definem as resoluções lateral e axial da imagem, respectivamente. Para transdutores com focalização esférica, a resolução lateral, R_L , é estimada pela Equação 2 de acordo com FOSTER *et al.* (2000):

$$R_L = \lambda f_{\text{número}} \quad (2)$$

sendo λ o comprimento de onda e $f_{\text{número}}$, a razão entre a distância focal e o diâmetro da área ativa do transdutor.

A resolução axial, R_A , varia inversamente com a largura de banda, LB, do pulso de onda, sendo estimada usando a Equação 3 (FOSTER *et al.*, 2000):

$$R_A = (0,5c)/(LB) \quad (3)$$

onde LB da onda ultrassônica corresponde a 40 % da frequência central, como definido na literatura (FOSTER *et al.*, 2000).

A Equação 4 foi empregada para estimar a profundidade de campo (PC), em mm, de transdutores com focalização esférica, que é a região útil, em torno do ponto focal do feixe emitido pelo transdutor, na construção das imagens (FOSTER *et al.*, 2000):

$$PC = 7\lambda f_{\text{número}} \quad (4)$$

Na técnica com BMU modo-B, a construção de uma imagem bidimensional se dá pela técnica conhecida como princípio de pulso-eco. A ideia básica de formação de imagem é mapear os sinais ultrassônicos refletidos em diferentes tons de cinza (BURSHBERG *et al.*, 2012, FISH, 1990). No método pulso-eco, o equipamento de BMU necessita dos seguintes componentes: Gerador PRF (frequência de repetição de pulso), transmissor, receptor, amplificador, conversor analógico-digital (A/D) e um sistema de exibição como ilustra a Figura 10 (BURSHBERG *et al.*, 2012).

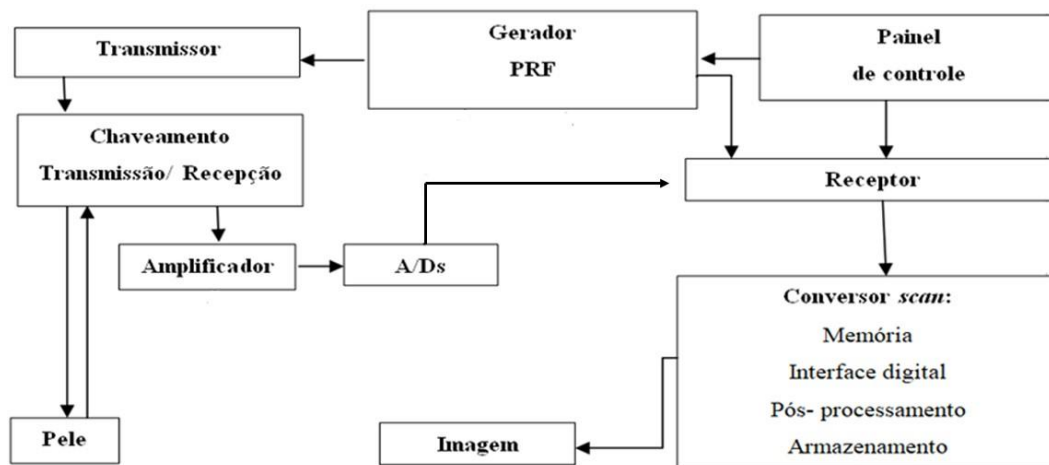


Figura 10. Diagrama de bloco dos componentes do equipamento de ultrassom necessários para construção de imagem em modo-B (Adaptado de BURSHBERG *et al.*, 2012).

Neste método, a onda acústica que é emitida por uma fonte emissora e se propaga por um meio, ao atingir a interface do material, parte do sinal sofre reflexão (ondas de retorno ou eco) e espalhamento. Os ecos que são refletidos por essa estrutura, retornam ao transdutor emissor que funciona também como fonte receptora (BURSHBERG *et al.*, 2012, FISH, 1999). A intensidade da reflexão do sinal é diretamente proporcional à diferença de impedância acústica (resistência à passagem da onda em um meio) entre as interfaces de dois meios e, concomitantemente, da densidade e compressibilidade do material, ou seja, grandes diferenças de impedância acústica geram níveis altos de reflexão (p.ex. interface ar-pele) (FISH, 1999). Acrescenta o autor acima que a impedância acústica (Z) é dada pela razão entre a amplitude máxima de pressão (P_0) e a velocidade máxima longitudinal da partícula no

meio (U_0) como mostra a Equação 5. As diferenças de impedância estão associadas à reflexão do feixe de ultrassom nas imagens modo-B.

$$Z = \frac{P_0}{U_0} \quad (5)$$

Onde Z significa a impedância acústica que é dada em $\text{kg m}^{-2} \text{s}^{-1}$, P_0 , a amplitude máxima de pressão que é expressa em Pascal (Pa), U_0 , a velocidade máxima da partícula em m s^{-1} .

Além disso, a impedância influencia os valores de intensidade que é definida como a potência que passa por uma área perpendicular à direção de propagação do feixe. Esta relação é mostrada na Equação 6 (FISH, 1999).

$$I = \frac{P_0 U_0}{2} \quad (6)$$

Substituindo a Equação 5 na Equação 6, obtém-se de acordo com FISH (1999):

$$I = \frac{(P_0)^2}{2Z} \quad (7)$$

Onde Z significa a impedância acústica ($\text{kg m}^{-2} \text{s}^{-1}$) e I a intensidade do feixe em W m^{-2} .

Para ondas planas, Z é estimada multiplicando-se a velocidade de propagação pela densidade (ρ) do meio em kg m^{-3} , como demonstra a Equação 8 (FISH, 1990).

$$Z = \rho \cdot c \quad (8)$$

Portanto, para formação de uma imagem, necessita-se do conhecimento sobre o funcionamento do aparelho de US, dos princípios físicos de propagação da onda ultrassônica e de suas interações com o tecido biológico. Na técnica pulso-eco, o transdutor funciona como fonte emissora e receptora do sinal e, à medida que atravessa os tecidos, é parcialmente refletido pelas interfaces, retornando ao transdutor (*probe*). Muitas repetições de sequências de emissão de pulsos são necessárias para a construção

de uma imagem a partir das linhas do modo-A. O número de pulsos transmitido pelo transdutor por segundo é conhecido como a frequência de repetição de pulso (FRP). Para geração de imagens, a FRP geralmente varia de 2.000 a 4.000 pulsos por segundo (2 a 4 kHz) (BURSHBERG *et al.*, 2012). Assim, a FRP máxima pode ser determinada pelo tempo que as estruturas de ecos mais distantes levam para atingir o transdutor. Essa distância máxima entre o *probe* e refletor pode ser estimada pela Equação 9 (BURSHBERG *et al.*, 2012).

$$d_{m\acute{a}x} = c.FRP.\frac{1}{2} \quad (9)$$

em que $d_{m\acute{a}x}$ corresponde à distância máxima (m) dividida por 2 (fator de correção para distância de ida e retorno do sinal).

Portanto, o sinal que é emitido, à medida que atravessa os tecidos, a energia incidente em uma superfície é refletida parcialmente (eco), outra parte sofre espalhamento e a restante é transmitida pelos tecidos. A imagem é formada a partir dos ecos que retornam destas interfaces ao transdutor, após a emissão de cada pulso. O intervalo entre as ondas emitidas e refletidas permite calcular a distância entre as estruturas refletoras (BURSHBERG *et al.*, 2012, FISH, 1999), dada pelas Equações 10 e 11 (FISH, 1999).

$$t = \frac{2D}{c} \quad (10)$$

e

$$D = \frac{c.t}{2} \quad (11)$$

onde t é o tempo entre a transmissão e detecção do eco em segundos (s), D , corresponde à distância entre o transdutor e o refletor em metros (m) e c , a velocidade de propagação da onda ultrassônica ($m\ s^{-1}$).

Entretanto, em ultrassonografia a produção de artefatos às vezes é inevitável e são conhecidos como: Reverberação (ecos resultantes de múltiplas reflexões numa mesma interface), imagem em espelho (produzidos por triangulação de ecos em estruturas com alta reflexão), reforço acústico (aparece com uma área hiperecótica causado pelo aumento da amplitude do eco que ocorre distal a uma estrutura de baixa

atenuação) e sombra acústica (causada por um alto grau de reflexão que atenua o sinal e impede sua passagem para camadas mais profunda do tecido) podem ocasionar informações errôneas ou deslocadas que não transmitem a real imagem da área examinada produzindo falsas interpretações (BURHBERG *et al.*, 2012, FISH, 1999).

3.3.2 Parâmetros mecânicos que influenciam na elasticidade da pele

A estimativa das propriedades mecânicas de estruturas biológicas *in vivo* ainda é considerada um desafio aos pesquisadores devido aos diversos fatores intrínsecos e extrínsecos que podem afetar os valores destes parâmetros (SUN *et al.*, 2018, ROLDAN, 2016, KAIRA *et al.*, 2016a, KAIRA *et al.*, 2016b, OTTENIO *et al.*, 2015, ZAHOUANI *et al.*, 2014, FIROOZ *et al.*, 2012, DIRIDOLLOU *et al.*, 2007, ESCOFFIER *et al.*, 1989). O comportamento mecânico de um determinado material em resposta às forças externas (mecânica, térmica, elétrica ou magnética) está relacionado às suas propriedades mecânicas de viscosidade e elasticidade, conforme os princípios dos modelos de Maxwell, Voigt e Kelvin (SCHIESSEL *et al.*, 1995). Quando um sistema está em repouso, a soma de todas as forças em torno do material é nula (Equação 12). Quando o sistema deixa seu estado de equilíbrio, terá uma força resultante, quando o somatório das forças for diferente de zero (Equação 13).

$$\sum \bar{F} = 0 \quad (12)$$

e

$$\sum \bar{F} \neq 0 \quad (13)$$

Um material ou tecido, quando sofre a influência de cargas externas, quer seja de origem térmica, elétrica, mecânica ou magnética, deforma-se porque as suas moléculas deslocam-se entre si, ocasionando um aumento das forças intermoleculares e conseqüentemente da tensão local. No entanto, quando a força que foi aplicada é cessada, o material poderá ou não retornar ao seu comprimento de origem, de acordo com as suas propriedades viscoelásticas (ROYER e DIEULESAINT, 1996).

O presente trabalho abordará apenas a atuação da força mecânica sobre o sistema tegumentar em humanos. Os parâmetros de viscoelasticidade da pele estão relacionados às principais grandezas mecânicas: tensão (σ), deformação (ϵ), módulo de Young (E) e de cisalhamento (μ) (FUNG, 1981) que serão descritas a seguir. A tensão (σ) ou *stress* é definida como a força interna (dF) que age entre as partículas de uma seção transversal de uma área (dA) em um material deformável. Esta propriedade é definida pela relação dada abaixo (Equação 14). Essas forças internas são reações às forças externas aplicadas sobre um material (FUNG, 1981).

$$\sigma = \frac{dF}{dA} \quad (14)$$

Pela Equação acima, a unidade que expressa a tensão é N m^{-2} ou Pascal (Pa).

As tensões geradas em um objeto em reação à aplicação de forças externas podem ser paralelas ou tangentes à sua superfície (Figura 11) e são definidas pela equação (14).

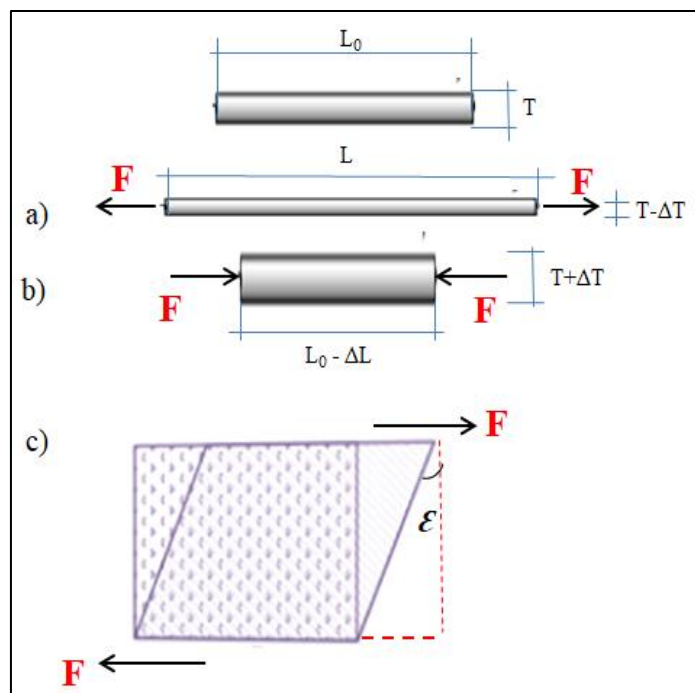


Figura 11. Ilustração de forças externas (*stress*) agindo sobre um sólido. a) gerando uma tensão de tração; b) tensão compressiva e c) tensão tangencial (Adaptado de LIMA, 2017).

Quando forças externas tendem a causar estiramento do objeto (Figura 11a) causando uma deformação longitudinal, a tensão resultante é de tração (*tensile stress*). Quando as forças atuam comprimindo o objeto (Figura 11b), gerando uma deformação no sentido longitudinal, a tensão é de compressão (*compressive stress*). Se as forças externas provocam distorção angular do objeto (Figura 11c) causando deformação cisalhante de sua superfície, a tensão resultante é de cisalhamento (HUSTON, 2009).

A deformação relativa ou *strain* (ε) de um material pode ser definida como a relação entre a variação do seu comprimento final (L), após a aplicação de uma força externa e a sua dimensão inicial (MIRSKI e PARMLEY, 1973). Se uma força tensiva for aplicada em um material de comprimento inicial L_0 , ocorre a sua deformação. A partir do momento que a força deixa de atuar, o objeto tende a retornar ao seu comprimento inicial, devido a sua propriedade elástica. De acordo com FUNG (1981), a deformação da superfície de um corpo equivale a Equação (15):

$$\varepsilon = \frac{L - L_0}{L_0} \quad (15)$$

em que as grandezas L e L_0 são dadas na unidade de metros (m). A deformação relativa é uma quantidade adimensional.

O comportamento elástico de um material está bem descrito na Literatura considerando pequenas deformações, em que a viscosidade é desprezada. A relação linear existente entre a deformação (ε) e a tensão (σ) em um material é denominada de Lei de *Hooke* e pode ser expressa por (FUNG, 1981):

$$\sigma = E.\varepsilon \quad (16)$$

onde E é um parâmetro mecânico que permite mensurar a rigidez de um sólido, medido em unidades de pressão (Pa ou N m^{-2}). É conhecido como módulo de elasticidade ou módulo de Young que pode ser obtido pela razão entre a força tensiva exercida por unidade de área e a deformação sofrida pelo material (Equação 16).

Em um meio isotrópico, a relação *stress-strain* é linear e o módulo de Young (propriedade que caracteriza a capacidade de um material deformar-se e retornar à sua forma inicial) é estimado pela razão tensão/deformação. Porém, em meios

anisotrópicos, como os tecidos biológicos, a curva tensão-deformação tem um comportamento não linear e pode ser dividida em: fase I (região *toe*), fase II (elástica) e III (plástica) como ilustra a Figura 12.

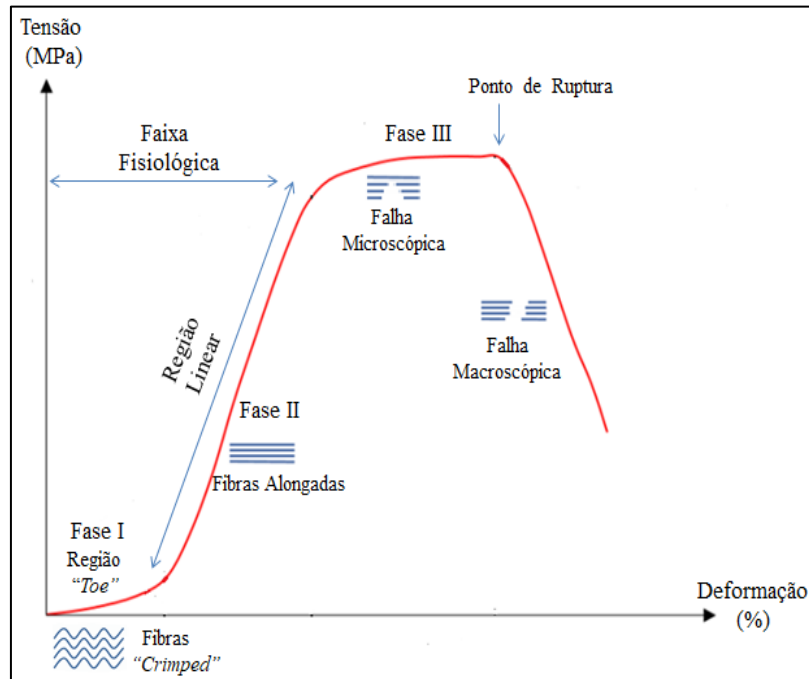


Figura 12. Curva de tensão-deformação típica do tecido biológico (Adaptado de WANG, 2006).

A *toe region* é a fase inicial da curva tensão-deformação, onde se observa uma maior deformação com a aplicação de pequenas tensões. Nos tecidos biológicos, essa região compreende o momento em que as fibras de colágeno estão em seu estado de repouso, alinhadas, porém sem promover o alongamento das fibras, relaxadas e apresentam um aspecto ondulado, denominado *crimped* (MAGANARIS *et al.*, 2008, WANG, 2006). A segunda fase engloba o alongamento linear das fibras de colágeno de forma elástica, sem causar danos ao tecido. A terceira etapa corresponde à fase plástica do tecido, momento em que ocorrem, inicialmente, microlesões das fibras até atingir o ponto de ruptura onde ocorrem macrolesões das fibras, com seu rompimento total (JAMES *et al.*, 2008, MAGANARIS *et al.*, 2008; WANG, 2006).

No exame elastográfico, as variações dos parâmetros mecânicos de um tecido são indicativas para avaliação e diagnóstico da presença de alterações fisiológicas no meio (COBBOLD, 2007). COBBOLD (2007), SHUNG (2006) e FUNG (1981) citam

os parâmetros mecânicos mais utilizados com esse propósito, tais como o módulo de Young ou módulo de elasticidade (E), a razão de Poisson (ν), o módulo de cisalhamento (μ) e o módulo volumétrico (K) ou de *Bulk* que são dados pelas Equações (17-20), respectivamente:

$$E = \frac{\tau_L}{\varepsilon_L} = \frac{\mu(3\lambda_L + 2\mu)}{\lambda_L + \mu} = 2\mu(1 + \nu) \quad (17)$$

$$\nu = \frac{\lambda_L}{2(\lambda_L + \mu)} \quad (18)$$

$$\mu = \frac{\tau_T}{\varepsilon_T} = \frac{\lambda_L(1 - 2\nu)}{2\nu} = \frac{E}{2(1 + \nu)} \quad (19)$$

$$K = \frac{1}{\kappa} = \lambda_L + \frac{2}{3}\mu \quad (20)$$

onde λ_L e μ são o primeiro e segundo coeficientes elásticos de Lamé. Estes coeficientes se referem à tensão de cisalhamento e de compressibilidade bastante utilizados na análise da propagação de ondas mecânicas em sólidos. τ é o tensor *stress* (razão entre força e área), é ε o tensor *strain* (deformação relativa) e os subíndices L e T indicam se os componentes são longitudinais ou transversais, respectivamente, sendo κ , a compressibilidade adiabática do meio (GIANNOULA e COBBOLD, 2009, GIANNOULA, 2008, COBBOLD, 2007).

Pela Lei de Hooke, para um meio isotrópico, puramente elástico e homogêneo, a segunda constante de Lamé (μ), medida em Pa, pode ser definida como uma constante do tecido que determina a quantidade de deformação em cisalhamento (distorção angular) devido aplicação de estímulos externos (BAMBER *et al.*, 2013). As Equações 17-20 podem ser simplificadas para otimização do parâmetro de módulo de Young quando se refere aos tecidos biológicos. Quando um corpo é submetido a uma tensão de tração como demonstra a Figura 11c, além da deformação no eixo da aplicação da força, ocorre também uma deformação na componente normal a esse eixo. A razão deformação na componente normal pela deformação no eixo da força é denominada de razão de contração transversal ou razão de Poisson (ν), ou seja, é a razão entre a deformação longitudinal e transversal do meio e se exprime pela Equação 18. Por esta

razão, definiram-se os tecidos moles como um meio quase incompressível e o coeficiente de Poisson do tecido biológico assume-se o valor de 0,5 (SHIINA, 2013, HUSTON, 2009, SARVAZYAN *et al.*, 1987). Como evidenciado nas Equações acima (17-20), E relaciona-se com as constantes de Lamé para tecidos moles, que são considerados meios quase incompressíveis, elásticos, homogêneos, infinitos e isotrópicos. Nos tecidos biológicos, como λ_L é 10^6 vezes maior que μ ($\lambda_L \gg \mu$), simplificando a Equação (17) (GENNISSON *et al.*, 2003), torna-se possível reescrevê-la como $E = 3\mu$, ou seja, o valor do módulo de Young equivale a 3 vezes o valor do módulo de cisalhamento (COBBOLD, 2007).

Na área de resistência dos materiais, quanto maior o valor de E , o material é um meio mais rígido e quanto menor o valor de E , esse material é menos rígido. Assim, a rigidez de um meio tem uma relação direta com o módulo de Young. Um material pouco rígido tem o valor de módulo Young baixo, enquanto um objeto rígido, o valor desse parâmetro é elevado (VEGAS e DEL YERRO, 2013). Quando um material isotrópico, puramente elástico, homogêneo e infinito recebe um estímulo mecânico externo, ocorre a propagação de três tipos de ondas mecânicas: uma longitudinal (compressional), uma transversal (de cisalhamento) e uma terceira de baixa amplitude com características das duas anteriores (BERCOFF *et al.*, 2004, BERCOFF *et al.*, 2003).

Na onda longitudinal, as partículas do meio deslocam-se paralelamente à direção de propagação da onda, enquanto na de cisalhamento, embora gerada à baixas frequências (10 a 2000 Hz), as partículas que compõem o meio deslocam-se perpendicularmente à direção de propagação desta onda. A de baixa amplitude atenua-se rapidamente e não será abordada no estudo (GENNISSON *et al.*, 2013). As velocidades de propagação das ondas de cisalhamento (c_s) e longitudinal (c_L) em um meio sólido, isotrópico e sem viscosidade estão relacionadas com E , μ , σ e com a densidade do meio (ρ), respectivamente, conforme mostram as Equações (21 e 22) (COBBOLD, 2007):

$$c_L = \sqrt{\frac{\lambda_L + 2\mu}{\rho}} = \sqrt{\frac{E(1 + \sigma)}{(1 + \sigma)(1 - 2\sigma)\rho}} \quad (21)$$

e

$$c_s = \sqrt{\frac{\mu}{\rho}} = \sqrt{\frac{E}{2(1+\sigma)\rho}} \quad (22)$$

Como o tecido biológico é composto basicamente por água, sua densidade é assumida como 1010 kg m^{-3} , valor próximo ao da água ($\rho = 1000 \text{ kg m}^{-3}$) (FISH, 1999). De acordo com GENNISSON *et al.* (2003), as velocidades de propagação das ondas mecânicas, em tecidos moles são, em média $c_L = 1500 \text{ m s}^{-1}$ (para a onda longitudinal) e $c_s = 5 \text{ m s}^{-1}$ (de cisalhamento) e relacionam-se às constantes elásticas de Lamé (λ_L e μ) e ao módulo volumétrico (K).

3.3.3 Elastografia

A técnica foi desenvolvida por OPHIR *et al.* (1991) com o objetivo de estudar de forma não invasiva, em tempo real e com baixo custo, as características elásticas de um material (LIMA *et al.*, 2018, SIGRIST *et al.*, 2017, GENNISSON *et al.*, 2013) a partir da mensuração dos índices mecânicos do meio. Este avanço possibilitou o estudo de propriedades dinâmicas dos tecidos biológicos, como a viscoelasticidade (ROLDAN 2016, NOWICKI e DOBRUCH-SOBCZAK, 2016, GROVES, 2012, WELLS e LIANG, 2011). Seu funcionamento baseia-se no princípio de gerar forças a partir de uma fonte externa resultando na distribuição de tensão sobre a seção transversal de uma área de um sólido, permitindo estimar qualitativamente ou de modo quantitativo as propriedades mecânicas de um meio (GENNISSON *et al.*, 2013, GIANNOULA, 2008, GENNISSON, *et al.* 2003).

Os métodos elastográficos podem ser de dois tipos: quase-estáticos (*freehand*) e dinâmicos (transitória) (LIMA *et al.*, 2018, GENNISSON *et al.*, 2013). O tipo quase-estático é uma técnica operador-dependente, pois trabalha com a aplicação de tensões manuais por meio de compressões e descompressões cíclicas aplicadas sobre um meio, resultando na deformação de sua superfície e fornecendo informações mecânicas de forma qualitativa, representadas nos elastogramas por uma mapa de cores que varia da vermelha (maior deformação relativa) à azul (menor deformação) (LIMA *et al.*, 2018, PORTA *et al.*, 2014, DRAGONAKI *et al.*, 2009, NITTA *et al.*, 2002). Na elastografia

quase-estática, os sinais de radiofrequência (RF) possuem uma ampla faixa de frequência e são gerados pela interação da onda mecânica com os elementos do meio. Utiliza-se a correlação cruzada dos sinais RF para diferenciação do sinal antes e após a compressão do meio, para gerar a imagem da deformação (LIMA *et al.*, 2018, KONOFAGOU *et al.*, 2003). Na elastografia dinâmica, a propagação de ondas de cisalhamento originada a partir de excitação mecânica transitória permite caracterizar os parâmetros mecânicos do meio em distintas profundidades (DEFFIEUX *et al.*, 2009, CHEN *et al.*, 2009, CASTERA *et al.*, 2005). No tipo dinâmico, a técnica quantifica a elasticidade do meio, pela estimativa do módulo de cisalhamento (μ) de forma não invasiva e com uma velocidade de aquisição de imagens em tempo real (30 milissegundos). Assumindo-se o meio como isotrópico e puramente elástico, a velocidade de propagação da onda de cisalhamento (c_s) e a densidade para tecidos biológicos ($\rho=1000 \text{ kg m}^{-3}$) são relacionadas ao módulo de cisalhamento (μ), conforme a equação $\mu = c_s^2 \rho$, o μ é maior quando a onda de cisalhamento se propaga mais rapidamente e vice-versa (BERCOFF *et al.*, 2004).

A elastografia dinâmica 1D inicialmente foi desenvolvida e posteriormente, a 2D foi implementada, o que possibilitou o mapeamento das características elásticas de um meio em duas dimensões, profundidade e largura (SIGRIST *et al.*, 2017, SANDRIN *et al.*, 2002), utilizando transdutores lineares (com 128 ou 256 elementos) capazes de armazenar uma grande quantidade de dados de forma muito rápida (*ultrafast*) para formação de imagens (5000 imagens por segundo). Em 2004, foi desenvolvida a elastografia *supersonic shear imaging* (SSI) que foi implantada em um US de imagem, surgindo o equipamento comercial Aixplorer® (*Supersonic Imaging, Aix-en-Provence França*), representado na Figura 13 (BERCOFF *et al.*, 2004).



Figura 13. Equipamento de ultrassom modelo Aixplorer® (*Supersonic Imaging, Aix-en-Provence* França). Fonte: fotografia realizada pela autora.

A SSI é a elastografia do tipo dinâmica que trabalha com um sistema de formação de imagens (*frames*) por US usado para realizar o mapeamento da elasticidade do meio (em profundidade e largura) com uma capacidade de armazenar dados de modo muito rápido (*ultrafast*), pois armazena de 3000 a 6000 imagens por segundos e em tempo real, que exibe informações sobre a rigidez do tecido, tanto de forma qualitativa por meio de escala de cores RGB (*red, green e blue*) ou de cinza (sendo que a cor preta representada pelo número 0 e a cor branca pelo número 255), quanto quantitativamente pela estimativa do módulo de Young do meio, expressa em kilopascal (kPa) ou em metros por segundos (m s^{-1}) (YANG *et al.*, 2018, SIGRIST *et al.*, 2017, GENNISSON *et al.*, 2013, BERCOFF *et al.*, 2004). Nos elastogramas da SSI (Figura 14), o mapa de cores adotado no presente estudo variou da cor azul à vermelha. Quanto mais próximo da cor vermelha ou da azul significa, respectivamente, que o tecido possui maior ou menor rigidez.

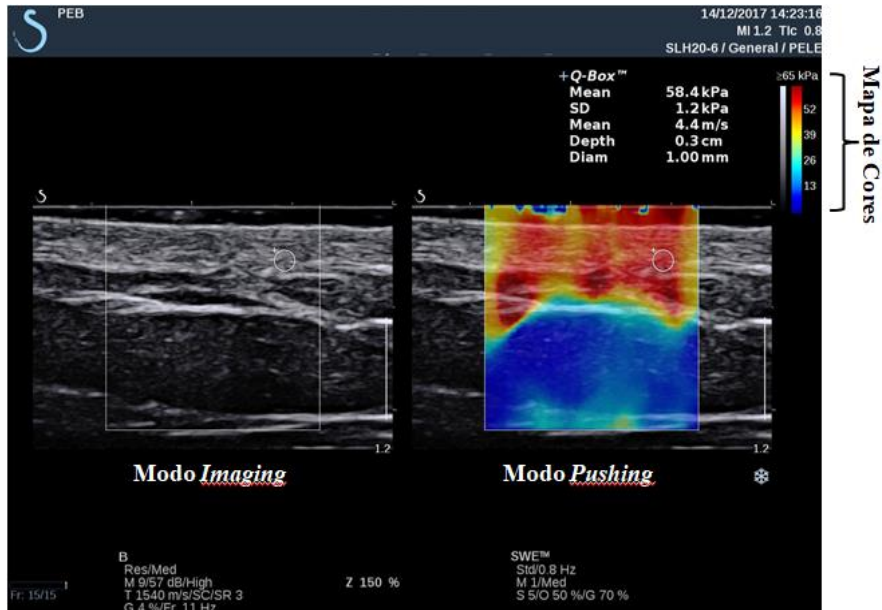


Figura 14. Imagem da pele da região do quadrado lombar de uma mulher com a frequência de 20 MHz. O mapa de cores indica que quanto mais próximo da cor vermelha ou da azul, o tecido naquela região apresenta maior ou menor rigidez, respectivamente. Fonte: imagem realizada pela autora.

As características do equipamento e o sistema de funcionamento do ultrassônico SSI foram descritos no trabalho de LIMA *et al.* (2018) e são resumidos na Figura 15. Sabe-se que a técnica funciona em dois modos de operação, o *imaging* e o *pushing* (Figura 15). No primeiro modo coleta-se uma imagem de referência do meio em modo-B padrão em um período de 20 ms. No modo *pushing*, um transdutor de feixe focalizado gera uma força de radiação acústica (FRA) ou *push* (de frequência central de 4,3 MHz) em profundidades distintas sucessivas (direção axial) em um tempo de duração de aproximadamente 100 μ s (em *phantoms*) e 40 μ s (*in vivo*). A FRA ocorre devido a transferência de energia da onda acústica ao meio por reflexão e espalhamento do sinal originando as ondas de cisalhamento e pode ser estimada pela relação da Equação 23 (LIMA *et al.*, 2018, BERCOFF *et al.*, 2004):

$$FRA(\vec{r}, t) = \frac{2\alpha I(\vec{r}, t)}{c} \quad (23)$$

A magnitude da FRA é dada em função da coordenada em volume (\vec{r}), do tempo de propagação do feixe acústico (t), do coeficiente de absorção acústica (α), da intensidade do feixe de ultrassom (I) e da velocidade de propagação da onda ultrassônica no meio (c) (SHINA *et al.*, 2015, BERCOFF *et al.*, 2004).

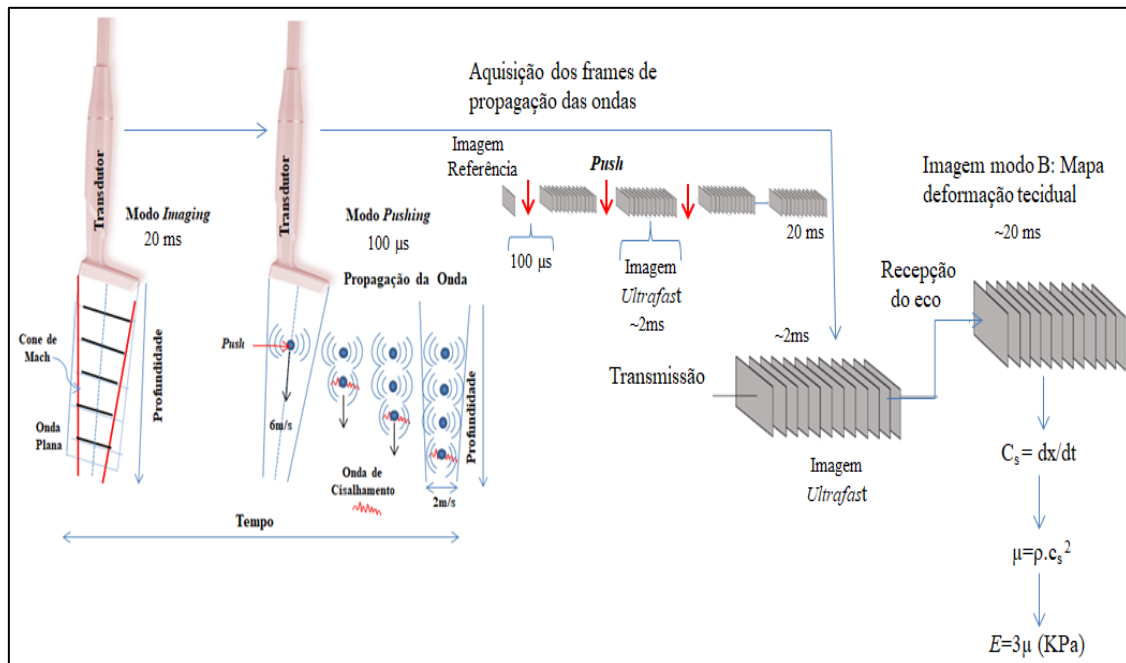


Figura 15. Representação do processo de formação de imagens elastográficas e da estimativa do módulo de Young de um meio pela técnica SSI (Adaptado de LIMA, 2017).

A Figura 15 mostra que, no método SSI, quando o modo elastografia (*pushing*) é selecionado o meio sofre excitação por um estímulo mecânico, ocorrendo à transferência de energia ao longo de sua superfície, originando uma onda longitudinal capaz de perturbar o meio e ondas de cisalhamento (que se propagam perpendicularmente) esféricas que se interceptam, gerando o cone de Mach, formando duas frentes de onda de cisalhamento quase planas que se propagam em sentidos opostos (LIMA *et al.*, 2018). Em cada intervalo do *push*, um grupo de imagens (*frames*) é adquirido de forma rápida (*ultrafast*), em torno de 2 ms, a uma frequência de até 30.000 Hz (LIMA *et al.*, 2018, NOWICKI e DOBRUCH-SOBCZAK, 2016, GENNISSON *et al.*, 2013) pela excitação do transdutor por ondas senoidais com frequência de repetição de pulsos de 3 a 6 kHz, gerando entre 3.000 e 6.000 imagens por segundo (LIMA *et al.*, 2018, BERCOFF *et al.*, 2004). Após a excitação do meio

pelo modo *pushing*, o sistema volta a operar no modo-B (modo *imaging*). No processamento das imagens, aplica-se o método de correlação cruzada 2D para o cálculo do algoritmo tempo de voo (*time of flight*-TOF) dos sinais, permitindo estimar a velocidade de cisalhamento (c_s) pela extração do deslocamento do meio provocado pela propagação da onda de cisalhamento. A estimativa de c_s é obtida pela razão entre a distância (dx) de dois pontos localizados à uma mesma profundidade “ z ” (direção axial) e o atraso temporal (dt) entre os dois pontos, como mostra a Figura 16 e é dada pela Equação 24

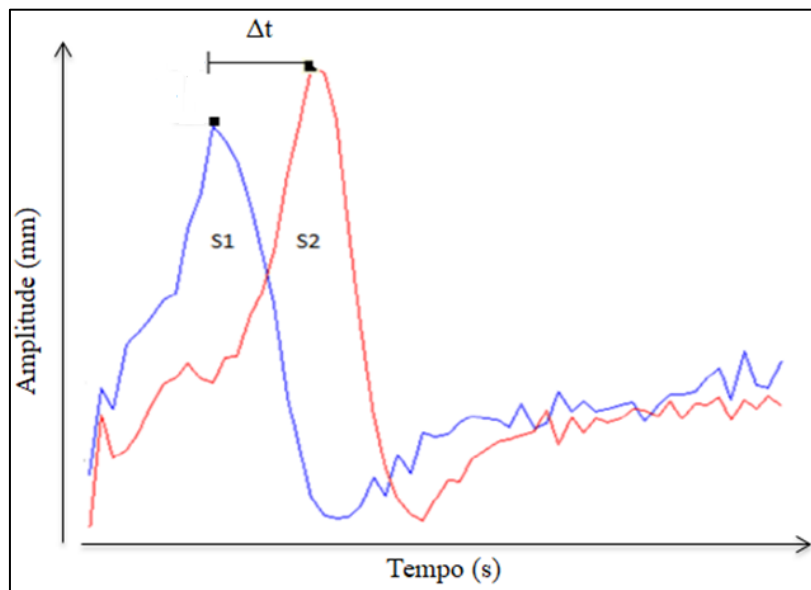


Figura 16. Representação da técnica de correlação cruzada entre dois sinais (S1 e S2), separados por uma distância Δx relacionadas a um atraso Δt , em uma mesma profundidade (z). O pico da correlação entre S1 e S2 indica a defasagem (Δt) entre eles (Adaptado de LIMA, 2017).

A velocidade da onda de cisalhamento (c_s) é obtida pelo cálculo do deslocamento da partícula pelo tempo entre cada *frame* (LIMA *et al.*, 2017, BAMBER *et al.*, 2013, DEFFIEUX, 2008). A partir das imagens do deslocamento da onda em função do tempo (valor máximo da função de correlação) é possível estimar o módulo de elasticidade do meio (LIMA *et al.*, 2018, BERCOFF *et al.*, 2004, BERCOFF *et al.*, 2003).

$$c_s = dx / dt \quad (24)$$

Dessa forma, a partir do conhecimento do valor de c_s , obtém-se o módulo de cisalhamento (μ) pelo cálculo do produto do quadrado de c_s com a densidade ($\rho=1000 \text{ kg m}^{-3}$) do meio (Equação 22) e, conseqüentemente, a estimativa do módulo de Young (E) que é o triplo do valor de μ (COBBOLD, 2007).

Com o desenvolvimento da técnica SSI, os primeiros estudos surgiram por volta de 2004 e foram aplicados em materiais *in vitro* (*Phantom* de gelatina) e em humanos, no estudo da elasticidade da mama de mulheres saudáveis (BERCOFF *et al.*, 2004). A partir daí, várias pesquisas foram realizadas em diversas áreas, tais como da hepatologia (BARR *et al.*, 2015, BAVU *et al.*, 2011, CASTERA *et al.*, 2008, CASTERA *et al.*, 2005), mastologia (CHANG *et al.*, 2013, ITOH *et al.*, 2006), oncologia de outros órgãos (GOYA *et al.*, 2015, BARR *et al.*, 2012, CUI *et al.*, 2013, BOJUNGA *et al.*, 2010) e no setor da Traumatologia-ortopedia (CAO *et al.*, 2018, LACOURPAILLE *et al.*, 2014, LV *et al.*, 2012). No entanto, o aperfeiçoamento e investimentos no setor da ultrassonografia na construção de transdutores com frequências maiores potencializou os avanços de pesquisas na área da elastografia, com a introdução de estudos de estruturas superficiais no campo da Dermatologia. Neste cenário, o Instituto Langevin (Paris, França) desenvolveu o transdutor *SuperLinear*TM (Figura 17) operando nas faixas de 6 a 20 MHz para ser usado com o equipamento Aixplorer®, o que permitiu a análise da pele e seus anexos (SSI, 2017, BERCOFF *et al.*, 2004).



Figura 17. Imagem do transdutor *SuperLinear*TM (SLH20-6 MHz). Disponível: <https://www.supersonicimagine.com/Aixplorer-R/TRANSDUCERS>. Acesso em 22 Jan 2019.

A mensuração dos parâmetros biofísicos da pele normal é um fator importante, no campo da Dermatologia, para o estudo das características do sistema tegumentar fisiológico e seus anexos, assim como determinar o curso de doenças cutâneas (tumores, cistos, fibroses, processos inflamatórios, aparecimento de estrias, e outros), monitorar a evolução de tratamentos e os efeitos decorrentes da aplicação de produtos cosméticos (AMBROZIAK *et al.*, 2018, SIGRIST *et al.*, 2017, DeJONG *et al.*, 2017, ROLDAN, 2016, WONG *et al.*, 2016). Portanto, com transdutores de alta resolução e alta frequência foi possível detectar mudanças na elasticidade do tecido cutâneo por meio de informações dos parâmetros mecânicos das camadas tegumentares, tanto no contexto de alterações fisiológicas, quanto nos aspectos patológicos que ocorrem na pele (LIMA *et al.*, 2018, SUN *et al.*, 2018, SIGRIST *et al.*, 2017, DeJONG *et al.*, 2017, DIETRICH *et al.*, 2017, ROLDAN, 2016, NOWICKI e DOBRUCH-SOBCZAK, 2016).

3.3.4 Fatores que influenciam na elasticidade da pele

Variações dos parâmetros mecânicos do tecido cutâneo são indicativas para avaliação e diagnóstico da presença de alterações fisiológicas e patológicas (MULAZZANI *et al.*, 2019, COBBOLD, 2007). O tecido cutâneo é considerado altamente anisotrópico e viscoelástico (KAIRA *et al.*, 2016a, KAIRA *et al.*, 2016b). No entanto, na literatura, trabalhos já validados estimam o parâmetro de elasticidade do tecido biológico presumindo um comportamento semi-infinito e linearmente elástico, ou seja, como um meio isotrópico, homogêneo e incompressível (LIMA *et al.*, 2018, CHANDA e CALLAWAY, 2018, KAIRA *et al.*, 2016b, MURPHY, 2014, WANG *et al.*, 2013, GENNISSON *et al.*, 2003).

O colágeno é uma estrutura viscoelástica e complexa, como mostra a Figura 18, que responde de forma não-linear às forças tensivas (YANG *et al.*, 2015).

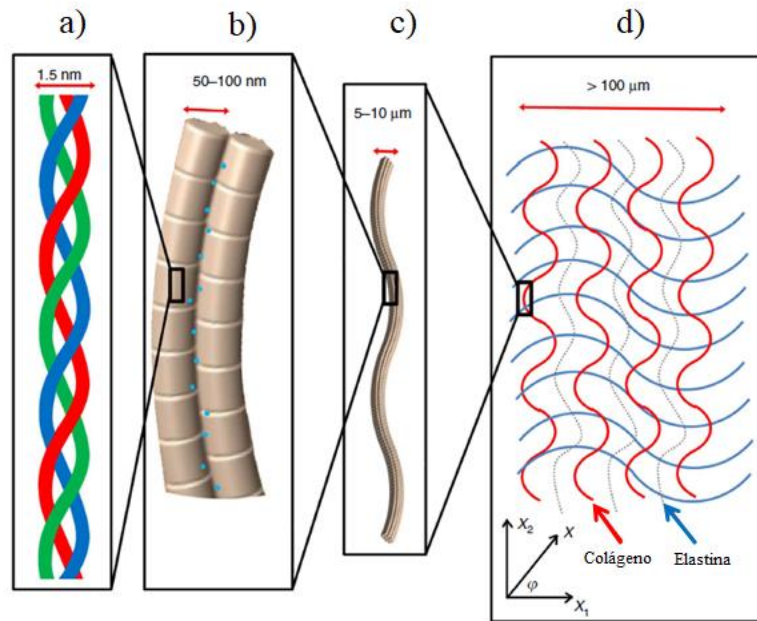


Figura 18. Ilustração da estrutura do colágeno. a) Molécula formada por uma configuração de tríplice hélice; b) Fibrilas de colágenos; c) Fibras colágenas; d) rede de fibras. Resposta mecânica do colágeno entre os eixos ortogonais $\phi = 0$ (direção das linhas de Langer) e 90° (direção perpendicular) em relação às tensões nas direções x_1 e x_2 (com permissão da revista *Nature Communications*, YANG *et al.*, 2015).

Este efeito de não linearidade é visto pela relação tensão-deformação das moléculas de colágeno que pode ser dividida em quatro fases (YANG *et al.*, 2015, LEIMATRE, 2001) como apresenta a Figura 19:

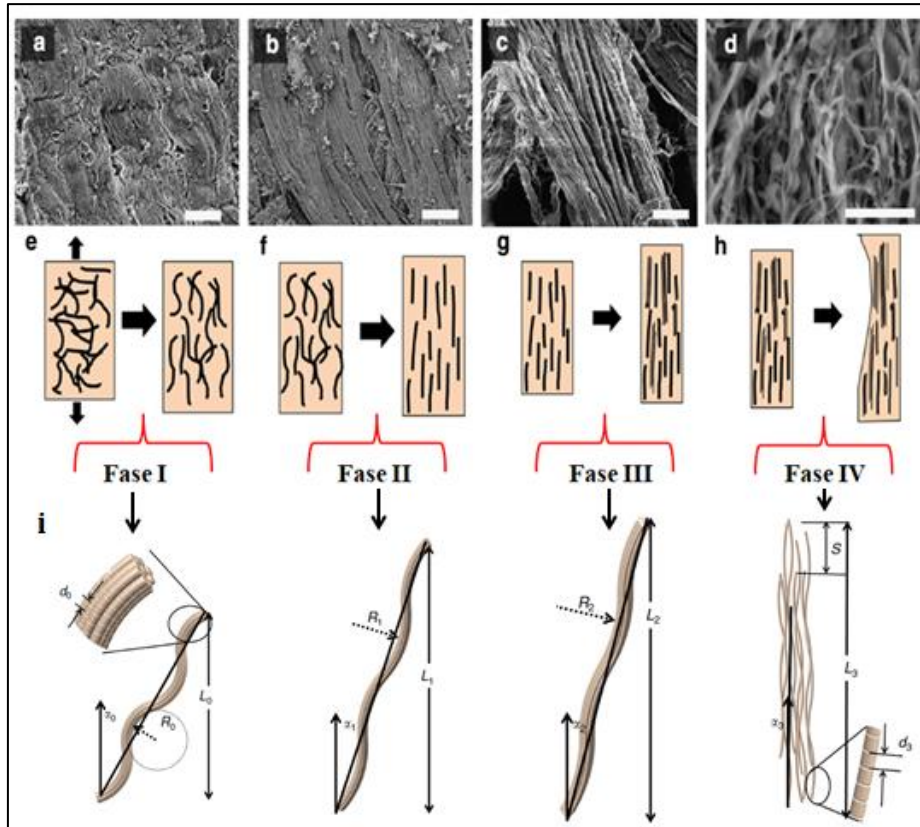


Figura 19. Esquema representativo das fases do comportamento anisotrópico do colágeno da pele de coelhos durante aplicação de forças tensivas de tração. (a,e) o colágeno apresenta curvo e, no início da tração, é orientado ao longo do eixo de tração; (b,f) as fibras de colágenos têm aspectos lineares e um número maior de fibras estão realinhadas próximas ao eixo de tração; (c,g) fibrilas de colágeno são alongadas e ocorre a orientação completa na direção da força de tração; (d,h) fratura parcial ou total das fibras. (i) molécula de colágeno em seu estágio de estiramento: L_0 - L_3 indica seu comprimento; R_0 - R_2 seu raio de curvatura durante o alongamento; α_0 - α_3 , angulação formada com o eixo de tração; S , deslizamento das fibrilas; d_0 - d_3 , o espaço entre as fibrilas (com permissão da revista *Nature Communications*, YANG *et al.*, 2015).

A figura acima, conforme os estudos de YANG *et al.* (2015), mostra que na fase I, na ausência de carga ou de estiramento, as fibras de colágeno são onduladas, desorientadas e estão relaxadas. Quando uma deformação inferior ou igual a 0,3 % é aplicada, as fibras de elastina oferecem baixa resistência à tensão e as de colágeno permanecem enroladas e entrelaçadas entre si, não contribuindo para a rigidez local (OXLUND, 1988). À medida que a tensão aumenta, o colágeno comporta-se isotropicamente com alinhamento de suas fibras. Nesta fase, a relação tensão-

deformação é linear e permite a mensuração de baixos valores do módulo de Young, entre 0,1 e 2 MPa (HOLZAPHEL, 2001).

Para modificação do processo da etapa I, inicialmente, é necessária uma pequena carga para obter maiores deformações destas fibras, sem exigir o seu estiramento (YANG *et al.*, 2015). Na fase II, as fibras de colágeno oferecem certa resistência à deformação (SILVER *et al.*, 2001) e começam a esticar, introduzindo assim a não-linearidade na relação de tensão (HOLZAPHEL, 2001). Nestas duas fases, as fibrilas de colágeno estão dispostas em ângulos variáveis e no início da tração, se alinham e giram em direção ao eixo de tração (YANG *et al.*, 2015). No estágio III, as fibrilas de colágeno continuam a girar em relação ao eixo de tração, sofrem delaminação (descolam uma das outras), deslizam entre si, se alongam, tornam-se mais uniformemente alinhadas e com aspecto linear (YANG *et al.*, 2015). No final da etapa III, quando o colágeno é submetido às deformações elevadas, acima de 0,6 % (HOLZAPHEL, 2001) causando o estiramento máximo das suas fibrilas, sofrem fraturas e se encurtam (fase IV), favorecendo o aparecimento de doenças do tecido conjuntivo, como as estrias dérmicas (ED).

Assim, vários mecanismos operantes podem modificar a estrutura do colágeno sob carga de tração, gerando alteração dos índices mecânicos dos tecidos biológicos. Pesquisas reportam diversos fatores intrínsecos e extrínsecos que podem afetar os valores destes parâmetros (SUN *et al.*, 2018, ROLDAN 2016, KAIRA *et al.*, 2016a, KAIRA *et al.*, 2016b, OTTENIO *et al.* 2015, ZAHOUANI *et al.*, 2014, FIOOZ *et al.* 2012, DIRIDOLLOU *et al.*, 2007, ESCOFFIER *et al.*, 1988), pois o comportamento mecânico da pele é medido pela mudança na forma de sua superfície.

3.3.4.1 Influência dos fatores extrínsecos

Com base no que foi explanado, as medidas do módulo de Young são afetadas por vários fatores, incluindo o tipo de ensaio realizado (*in vivo* ou *in vitro*), velocidades do teste (se dinâmico ou quase-estático), profundidade de deformação (p.ex. em técnicas de indentação) e os métodos de avaliação (tração, torção, sucção e indentação) (KAIRA *et al.*, 2016b) ou por onda de cisalhamento (SUN *et al.*, 2018, SIGRIST *et al.*, 2017, DEJONG *et al.*, 2017, NOWICKI e DOBRUCH-SOBCZAK, 2016, YEONG *et al.*, 2015).

3.3.4.1.1 Influência dos métodos de avaliação

Na técnica de indentação, um mecanismo (indentador) entra em contato com a superfície do tecido onde aplica-se uma carga perpendicular sobre uma pequena área da pele. É um dos meios amplamente usados pelos pesquisadores para medição das propriedades biomecânicas da pele *in vivo*. Sua limitação é que caracteriza a pele como uma monocamada, restringindo a amplitude de indentação em microns na análise mecânica (ANNAIDH *et al.*, 2012, KHAOTHONG, 2010, BOYER *et al.* 2009, BOYER *et al.* 2007). A limitação da técnica é que a geometria do indentador e a velocidade do teste influenciam nos resultados do módulo de Young (KAIRA *et al.*, 2016b).

O tipo mais comum de teste realizado para o estudo dos parâmetros mecânicos *ex-vivo* é o de tração. Várias investigações aplicadas na pele relacionadas a técnica em velocidades dinâmica (GALLAGHER *et al.*, 2012, JACQUEMOUD *et al.*, 2007) e quase-estática (OTTENIO *et al.*, 2015, ANKERSEN *et al.*, 1999) foram relatadas na literatura. Na tração, o tecido é submetido ao estiramento (alongamento) por uma carga paralela, que pode ser uniaxial ou biaxial, ao plano da pele (OTTENIO *et al.*, 2015, GALLAGHER *et al.*, 2012, JACQUEMOUD *et al.*, 2007).

Na técnica de torção, um torque constante é aplicado sobre o tecido por meio de um anel de vedação e um disco intermediário girando a pele em diferentes graus. A medição da elasticidade da pele é resultado da rotação provocada pelo torque no método (ESCOFFIER *et al.*, 1988, AGACHE *et al.*, 1980, SANDERS 1973). Na sucção, geralmente, empregam-se sistemas ópticos como *Dermaflex* e *Cutometer* que são instrumentos que produzem condições de vácuo maior que 500 milibar (mBar) (HENDRIKS, 1969), resultando na elevação da pele por uma abertura circular (DIRIDOLLOU *et al.*, 2000). Com a técnica, a pele apresenta comportamento altamente anisotrópico e viscoelástico, com uma variação de módulo de Young entre 5 kPa e 140 MPa (KAIRA *et al.*, 2016b).

Dos métodos citados, segundo KAIRA *et al.* (2016b), o teste de sucção é a opção mais comum usada em experimentos cutâneos, pois é fácil de ser aplicado em humanos e também permite a combinação de métodos adicionais, p.ex., ultrassonografia. No entanto, o teste depende do tamanho das aberturas dos seus mecanismos de vácuos e de modelos teóricos para determinar os valores das propriedades elásticas do meio (HENDRIKS *et al.*, 2003).

3.3.4.1.2 Influência dos tipos de ensaios

Os valores do módulo de Young diferem quando os testes são realizados *in vitro* ou *in vivo*. Os experimentos *in vitro* têm suas vantagens porque fornecem um modelo simples e de fácil compreensão para o estudo dos efeitos da relação tensão-deformação, pois são realizados sob condições controladas sem a influência de fatores extrínsecos e intrínsecos. Também possibilitam calcular a tensão máxima e o módulo de elasticidade, quando a amostra se rompe (KAIRA *et al* 2016b).

Entretanto, desvantagens como a dificuldade em fixar às amostras sem aplicação de carga axial e da manutenção da integridade estrutural do tecido extirpado (em que as bordas são alteradas) podem ser obstáculos encontrados durante a aplicação do modelo (ANNAIDH *et al.*, 2012). Além disso, estes modelos não reproduzem os efeitos fisiológicos do tecido *in vivo* (KAIRA *et al* 2016b, OTTENIO *et al.*, 2015, LIANG E BOPPART, 2010), tais como funções de regulação da temperatura corporal, níveis de hidratação do tecido e tipo de pele. Os testes *in vivo*, por outro lado, permitem analisar e comparar as propriedades mecânicas cutâneas, correlacionando com os efeitos anatômicos e fisiológicos da pele, p.ex. o processo de envelhecimento (KAIRA *et al.*, 2016b). Acrescentam os colaboradores acima, em sua revisão bibliográfica, que flutuações significativas dos valores do módulo de Young foram encontradas dependentes da velocidade do teste e da orientação das linhas de Langer. Seu estudo reportou que esse parâmetro mecânico medido em velocidades quase-estáticas (0,1-0,9 mm s⁻¹) variou entre 4 e 15 MPa, enquanto que, quando mensurados em velocidades dinâmicas (2-30 m s⁻¹), variou de 14 a 100 MPa. Portanto, o módulo de elasticidade aumenta com a velocidade do teste (OTTENIO *et al.*, 2015, ANNAIDH *et al.*, 2012, GALLAGHER *et al.*, 2012, JACQUEMOUD *et al.*, 2007, ANKERSEN *et al.*, 1999).

3.3.4.1.3 Influência da frequência

É sabido que a frequência também tem relação dependente entre as linhas de Langer e o módulo de Young da pele (LIANG e BOPPART, 2010). Em sua pesquisa, aplicaram diferentes frequências na posição perpendicular e paralela às LTPs e encontraram os resultados de 100 kPa e 85 kPa (em 50 Hz) e 100 kPa e 220 kPa (em 600 Hz), respectivamente. PAILLER-MATTIE *et al.* (2008) e LOUBET *et al.* (1984) analisaram o efeito da mudança módulo de Young em variadas profundidades da pele

usando a indentação. Foi evidenciado pelos pesquisadores que houve uma tendência ao aumento do módulo com a profundidade de deformação causada pela técnica.

3.3.4.1.4 Influência da umidade do ar e temperatura

Outras variáveis extrínsecas, como umidade relativa do ar (UR) (KAIRA *et al.*, 2016a), temperatura (KAIRA *et al.*, 2016a, XU *et al.*, 2007) e raios UV (ZAHOUANI *et al.*, 2014) também contribuem para diferentes valores de *E*. WILDNAUER *et al.* (1971) analisaram a influência da temperatura e da UR sobre os parâmetros mecânicos da camada estrato córneo em 15 humanos saudáveis entre as idades de 20 e 44 anos de ambos sexos e relataram que, em condições controladas (temperatura ambiente), a força de ruptura de amostras tratadas com água e éter da camada estrato córneo (na epiderme) da parte superior das costas de humanos, aumentou de 20 % para 190 % quando a UR passou de 0 % a 100 %. A força de ruptura desta mesma camada não tratada diminuiu em 85 %, quando a taxa de umidade foi elevada de 0 % para 100 %. Uma maior extensibilidade encontrada nas amostras tratadas (com água e éter), comparadas às não tratadas, sugerem que materiais solúveis em água são fundamentais para manutenção da flexibilidade das membranas celulares.

PAPIR *et al.* (1975), PARK e BADDIEL (1972) e WILDNAUER (1971) também observaram efeito similar em que o estrato córneo tornou-se mais elástico e dúctil (maleável) com o aumento da taxa de umidade. PAPIR *et al.* (1975) investigaram a mudança nas propriedades mecânicas do estrato córneo em ratos em relação às variações de UR e temperatura ambiente. Observou-se que o estrato córneo tornou-se mais elástico (declínio do módulo de 1000 MPa para 10 MPa) com a elevação da taxa de umidade, de 22 % para 100 %. Sendo que, para 22°C e 77 % de UR, foi vista uma queda acentuada no valor do módulo de Young desta camada.

A temperatura é outro fator que interfere nas características mecânicas da pele. Poucos trabalhos relatam os comportamentos de tração e compressão do tecido da pele em diferentes temperaturas e discutem o seu efeito e da desnaturação do colágeno correlacionando com as propriedades mecânicas do tecido da pele. Entretanto, XU *et al.* (2007) pesquisaram esse efeito. As fibras colágenas e elásticas estão submersas em substância amorfa (composta em sua maioria por água e glicoproteínas). Seus achados mostraram que a temperatura tem grande influência nas propriedades de tração e compressão da pele, mas os mecanismos são diferentes. Justificam os autores que a

variação das propriedades de tração da pele é causada pela desnaturação do colágeno com a quebra de ligações cruzadas devido ao aumento da temperatura, enquanto, a variação do comportamento compressivo da pele é causada por mudança de hidratação destas fibras, tornando a pele menos rígida.

3.3.4.1.5 Influência da radiação ultravioleta (UV)

A incidência dos raios UV em excesso sobre o tecido cutâneo pode afetar o nível de hidratação da pele, tornando-a com aspecto ressecado, alterando o módulo de Young do sistema tegumentar (DIRIDOLLOU *et al.*, 2007). A hidratação do estrato córneo tem um papel importante nas funções da pele (regulação da epiderme, proliferação e diferenciação celular, proteção, entre outras) (MAN *et al.*, 2009). Uma pesquisa realizada por DIRIDOLLOU *et al.* (2007) constatou que o índice de ressecamento da pele foi maior na porção dorsal do antebraço do que na parte ventral em mulheres chinesas e caucasianas, mas não houve diferença significativa entre as peles de mulheres afro-americanas e mexicanas. Para os autores, este resultado mostrou que a pele seca foi uma característica predominante nas mulheres que moravam em locais com maiores incidências de raios UV, como as mulheres chinesas e caucasianas, quando comparadas às que habitavam localidades com menor incidência solar. Nestes locais, as regiões corporais ficam menos expostas à luz solar e, com isso, ocorre uma menor desidratação da pele. Em contraste, nenhuma diferença de ressecamento da pele foi observada em mulheres afro-americanas e mexicanas, cuja pele é mais escura. Isto sugere que a exposição ao sol pode ressecar a pele e que a melanina tem um efeito protetor contra a radiação solar (DIRIDOLLOU *et al.* 2007).

De acordo com BLANK (1952), as glândulas sudoríparas tornam-se ativas em temperaturas acima de 30 °C e as áreas expostas ao sol tendem a perder maior conteúdo de água devido à evaporação, reduzindo o teor de hidratação do estrato córneo, aumentando o seu módulo de Young. O estrato córneo recebe uma mistura de fluidos oriunda das camadas subjacentes. VANKUILENBURG *et al.* (2012) encontraram resultados similares em que o módulo de Young do estrato córneo diminuiu significativamente com o aumento da hidratação. Por outro lado, o módulo de elasticidade das outras camadas mostrou ser menos influenciado pelo grau de hidratação.

3.3.4.2 Influência de fatores intrínsecos

Além disso, a influência de fatores intrínsecos na quantificação do módulo de Young da pele está bem exposta na bibliografia recente, entretanto, seus resultados são controversos entre os estudos existentes. Destes fatores, podem ser citados: Espessura da pele (KAIRA *et al.*, 2016a, MAITI *et al.*, 2016), idade (WONG *et al.*, 2016, KAIRA *et al.*, 2016a, KAIRA *et al.*, 2016b, OTTENIO *et al.*, 2015, ZAHOUANI *et al.*, 2014, FIROOZ *et al.*, 2012, DIRIDOLLOU *et al.*, 2007), sexo (WONG *et al.*, 2016, KAIRA *et al.*, 2016a, ZAHOUANI *et al.*, 2014, FIROOZ *et al.*, 2012), lado corporal (DIRIDOLLOU *et al.*, 2007), região anatômica (SUN *et al.*, 2018, KAIRA *et al.*, 2016a, KAIRA *et al.*, 2016b, WONG *et al.*, 2016, OTTENIO *et al.*, 2015, FIROOZ *et al.*, 2012), postura e posição do segmento (MAITI *et al.*, 2016, NIZET *et al.*, 2001).

3.3.4.2.1 Influência da espessura da pele e do sexo

Vários estudos mostraram uma relação inversa entre a espessura das camadas e o módulo de Young (HARA *et al.*, 2013, ZHENG e MAK, 1999). Variam em espessura e composição, portanto, fornecem valores diferentes do módulo de Young. Além disso, KAIRA *et al.* (2016a) observaram que houve uma relação inversa entre a espessura da pele e o módulo de Young. Visualizaram que a espessura cutânea aumentou com a idade até 30 anos e variou inversamente após essa idade. HARA *et al.* (2013) relataram que a elasticidade da camada epidérmica aumenta com a idade, enquanto que da derme permanece constante. VAN KUILENBURG *et al.* (2012) usando a tomografia de coerência óptica (OCT) e o teste de indentação, observaram que o módulo de Young da pele diminuiu com a idade, em contraste com ALEXANDER e COOK (2006), ESCOFFIER *et al.* (1989) e AGACHE *et al.* (1980) que encontraram resultado oposto. O efeito da orientação das fibras colágenas na mensuração da elasticidade não foi considerado neste estudo.

É fato que a espessura do tegumento varia de acordo com a idade (em geral aumenta abaixo de 30 anos e diminui os valores a partir de então), com o sexo e a região do corpo influenciando diretamente no módulo de Young. Quando o sexo e a idade foram levados em consideração na avaliação do módulo de Young, DIRIDOLLOU *et al.* (2000) observaram que a pele se comporta de maneira diferente com a idade para homens e mulheres. Entretanto, os resultados comparando o módulo de Young com a

idade são controversos. Isto pode ser evidenciado quando ALEXANDER E COOK (2006) e DIRIDOLLOU et al. (2000) observaram um aumento da rigidez cutânea em indivíduos mais velhos, mas SANDERS (1973) e BOYER *et al.* (2009) encontraram resultados contrários em que o módulo diminuiu com a idade.

DIRIDOLLOU *et al.* (2000), em sua pesquisa, indicaram que o módulo de Young aumentou após 30 e 50 anos de idade em ambos os sexos. Entretanto, uma diferença no padrão foi observada após os 80 anos de idade, em que o módulo aumentou para os homens e diminuiu para as mulheres. Esta variação, segundo os autores, pode ser entendida pelas mudanças na espessura que ocorrem com a idade no sexo masculino e feminino. A espessura da pele aumenta em pessoas jovens (idade entre 10 e 20 anos), diminuindo o valor do módulo de Young e em pessoas mais velhas (após 50 anos), a pele se torna mais fina, aumentando o valor do módulo. O comportamento crescente de módulo de Young pode ser explicado com base na mudança das atividades metabólicas e composição do colágeno com a idade.

ESCOFFIER *et al.* (1989) notaram que a pele dos homens foi 16 % mais espessa do que nas mulheres, após 30 anos. DIRIDOLLOU *et al.* (2000) também evidenciaram que a espessura da pele masculina foi 5,2 % maior que no sexo feminino. ZHENG e MAK (1999) observaram que o valor médio da elasticidade nos homens (em diferentes locais e posturas) foi 40 % maior que nas mulheres.

3.3.4.2.2 Influência da idade

ALEXANDER E COOK (2006) também encontraram uma declínio do módulo de Young cutâneo até os 30 anos (quando a pele atinge sua maturidade) e, em seguida, houve uma elevação do seu valor indicando uma maior rigidez tecidual. Os autores acreditam que esse fenômeno divergente após essa idade possa ser resultado do efeito cumulativo da radiação UV nas redes de colágeno e elastina. Um exame na forma das curvas da relação tensão-deformação com a idade indicou que a rigidez do colágeno na DE aumenta diretamente com o avançar da idade. No entanto, modificações dos componentes da elastina e da substância fundamental da pele que ocorrem com a idade não são comuns a todos os indivíduos.

FIROOZ *et al.* (2012) ao analisarem a pele de 50 voluntários saudáveis, de ambos os sexos, organizados em 5 grupos por faixa etária (10-20, 20-30, 30-40, 40-50 e 50-60 anos) constataram que também o módulo de Young aumentou com a idade.

Observaram que a rigidez foi maior para a faixa etária de 50 a 60 anos, o que está de acordo com os achados encontrados, na pele de 110 mulheres, por WENDLING e DELL'ACQUA (2003) em que afirmam que a idade está correlacionada com uma redução da elasticidade, ou seja, aumento da rigidez da pele. Este parâmetro mecânico (rigidez), de acordo com FIROOZ *et al.* (2012), foi mais evidente em mulheres do que em homens e apresentou maior valor nos indivíduos entre 20 e 30 anos.

ESCOFFIER *et al.* (1989) encontraram variações semelhantes com a idade. Realizaram experimentos usando a técnica de torção e observaram que a espessura e rigidez da pele aumentaram após os 65 anos de idade, levando a um aumento módulo de Young. Segundo LOVELL *et al.* (1987), uma possível explicação para essa mudança pode ser devida ao aumento na interação e no “desenrolamento” entre a rede das fibras de colágeno com o envelhecimento. Os autores afirmam que, à microscopia eletrônica, com a idade, houve uma diminuição no número de feixes de colágeno e uma variação significativa em suas larguras. Esses resultados podem se refletir em deficiência na síntese do colágeno tipo I na pele envelhecida.

Com o envelhecimento há degradação das fibras elásticas. A rede de colágeno torna-se menos densa após os trinta anos, contribuindo para redução da rigidez da pele e a composição da substância amorfa fica mais aquosa e menos viscosa com a idade avançada (SILVER *et al.*, 2001). Ainda para alguns autores, o conteúdo de colágeno na pele atinge seu pico na faixa etária de 20 a 40 anos e diminui entre as idades de 40 e 60 anos (CASTELO-BRANCO *et al.*, 1994). No entanto, ISHIKAWA *et al.* (1995) em seu trabalho não relataram correlação significativa entre a rigidez da pele e sexo.

3.3.4.2.3 Influência da região corporal

ANNAIDH *et al.* (2012) estudaram a influência que a localização corporal exerce sobre o módulo de Young. Eles observaram que o maior valor do módulo foi na porção dorsal das costas (112,47 MPa) e menor na parte lombar (37,66 MPa). GALLAGHER *et al.* (2012) igualmente investigaram a influência da região do corpo com o módulo de Young da pele em três cadáveres. A rigidez também foi maior nas amostras da pele retirada da região dorsal das costas. ISHIKAWA *et al.* (1995), ao estudarem a pele de 191 humanos utilizando o método de sucção, observaram variações nos valores da rigidez em diferentes locais do corpo (dedo, antebraço, mão e tórax). Seus achados mostraram que o módulo de Young no tórax foi significativamente menor

que nas demais partes corporais. Já os trabalhos de FIROOZ *et al.* (2007) mostraram que a pele do pescoço e da perna apresentou menor e maior rigidez, respectivamente.

3.3.4.2.4 Influência da posição do membro e postura

Quando a posição do membro e a postura do indivíduo foram relacionadas com a mensuração do módulo de elasticidade do sistema tegumentar, estudos detectaram distintos valores do módulo de Young. A morfologia da rede de linhas de Langer reflete a tensão intrínseca da pele que é distinta da tensão adicional induzida pelo aumento do volume tecidual decorrente, p.ex. por contração muscular, edema ou postura específica (p.ex. flexão do membro) que “estica” a pele, modificando as propriedades mecânicas do tecido local. A identificação das linhas de Langer deve, portanto, ser realizada com a pele relaxada (ZAHOUANI *et al.*, 2014) para não exercer influência nos valores do módulo de Young.

MAITI *et al.* (2016) mensuraram a tensão superficial da pele e a deformação da camada sub-superficial do antebraço direito de um homem caucasiano de 38 anos nas posições de flexão (90°) e extensão total (180°), usando a tomografia de coerência óptica (OCT) e correlação de imagem digital (DIC). Observaram que a mudança de postura causou aumento da tensão na superfície da pele em 25 % (na extensão do antebraço), o que induziu alterações morfológicas nas camadas superiores da pele evidenciadas pela redução da espessura da epiderme (20 %), achatamento e alongamento da ondulação da junção dermo-epidérmica (45-50 %) e redução de rugosidade no tecido (40-50 %), quando a angulação do membro foi mudada de 90° para 180°. Acrescentam os colaboradores que, durante o movimento do corpo, a pele é “esticada” e, conseqüentemente, as camadas como estão firmemente conectadas entre si e por meio de fásia, músculo e tendão conectadas às estruturas ósseas, sofrem estiramento induzido pela mudança da angulação do membro, causando alterações na morfologia e topografia das LTPs e, concomitantemente, dos valores do módulo de Young tecidual.

NIZET *et al.* (2001), ao investigarem a influência da postura corporal e da força gravitacional sobre a propagação da onda de cisalhamento, avaliaram a pele do antebraço (em flexão e extensão) e na região supra areolar da mama de trinta mulheres saudáveis com o tronco na posição horizontal e na vertical. Os autores observaram que a postura influenciou na propagação da onda ultrassônica onde a velocidade da onda de cisalhamento e a tensão anisotrópica na pele foi maior na postura relaxada. É sabido que a velocidade da onda pode ser influenciada pela densidade, elasticidade e viscosidade dos tecidos. De acordo com os dados mensurados em distintas angulações pelos autores acima, o coeficiente de variação de propagação da onda foi menor tanto para o movimento de extensão (CV=19 %) comparada à flexão (CV=24 %), quanto na posição vertical do tronco (CV= 16 %) comparada à horizontal (CV=48 %). O estiramento da pele e a força gravitacional tendem a reduzir os aspectos anisotrópicos da pele quando submetida à tensão.

OTTENIO *et al.* (2015) analisaram os efeitos da simetria do tecido dérmico do lado direito e esquerdo da coluna de 33 cadáveres sobre os parâmetros mecânicos da pele. Eles evidenciaram que não houve diferença estatística para os índices mecânicos entre as amostras dos dois lados em uma mesma região. Outras características individuais como o nível de hidratação (KAIRA *et al.*, 2016a, HAMBLIN *et al.*, 2016, DIRIDOLLOU *et al.*, 2007), menopausa (OHTA *et al.*, 1998), etnia (WONG *et al.*, 2016, ZAHOUANI *et al.*, 2014, DIRIDOLLOU *et al.*, 2007), disposição genética (ZAHOUANI *et al.*, 2014), IMC (HAMBLIN *et al.*, 2016, ZAHOUANI *et al.*, 2014) e estilo de vida (ZAHOUANI *et al.*, 2014) e outros, também são elementos importantes que devem ser levados em consideração para mensuração do módulo de Young cutâneo, pois interferem nos valores da rigidez local.

3.3.4.2.5 Influência do nível de hidratação

Os estudos sobre a hidratação da pele e o cálculo do módulo de Young estão restritos à camada do estrato córneo e são raros os trabalhos sobre a influência que a etnia exerce na hidratação cutânea e na idade.

No estudo de FIROOZ *et al.* (2012), embora a hidratação não tenha apresentado diferença estatisticamente significativa, foi maior na pele no sexo feminino (49,06 %) do que no masculino (48,42 %). Por outro lado, EHLERS *et al.* (2001) observaram que a pele de mulheres e homens foi hidratada igualmente. FIROOZ *et al.* (2012) e MAN *et*

al. (2009) reportaram uma diferença entre a relação hidratação e a idade. Firooz detectou que esta propriedade foi maior em indivíduos entre 40 e 50 anos (53,34 %) seguido pelas faixas etárias de 30 a 40 anos (50,53 %), 10 a 20 anos (49,74 %), 20 a 30 anos (47,08 %) e, por último, entre 50 e 60 anos (43,04 %).

MAN *et al.* (2009) avaliaram a diferença no pH da superfície da pele, de hidratação do estrato córneo e do conteúdo de sebo (função de proteção e impermeabilização de pelos e pele, prevenindo-os de se tornarem secos ou quebradiços) em várias idades de 713 sujeitos (328 homens e 385 mulheres) da população chinesa sem doenças de pele. Seus dados mostraram que, nos homens, o conteúdo de sebo foi mais elevado no antebraço e na testa, nas faixas etárias de 36 a 50 ($93,47 \pm 10,01 \mu\text{g cm}^{-2}$) e de 51 a 70 anos ($9,16 \pm 1,95 \mu\text{g cm}^{-2}$), respectivamente. Nas mulheres, a quantidade de sebo foi maior no antebraço e na testa, nas idades de 13 a 35 anos ($61,91 \pm 6,12 \mu\text{g cm}^{-2}$) e de 51 a 70 anos ($7,54 \pm 2,55 \mu\text{g cm}^{-2}$), nesta ordem. O conteúdo de sebo na testa foi maior em homens com idades entre 13 e 70 anos do que em mulheres da mesma idade; O conteúdo de sebo na testa para ambos os sexos foi maior do que no antebraço. O pH da superfície da pele na testa dos dois sexos com mais de 70 anos foi maior do que nos grupos mais jovens. A hidratação do estrato córneo na testa tanto nos homens quanto nas mulheres foi menor acima dos 70 anos. Nos indivíduos entre 13 e 35 anos, o teor de hidratação foi maior no sexo masculino que no feminino ($43,99 \pm 1,88$ vs. $36,38 \pm 1,67$ a.u, $p < 0,01$). A hidratação desta camada na testa entre os dois sexos não diferiu significativamente da região do antebraço. Portanto, MAN *et al.* (2009) concluíram que o pH da superfície da pele, o conteúdo de sebo e a hidratação do estrato córneo variam com a idade, sexo e localização do corpo.

MARRAQUEXE e MAIBACH (2007) relataram que indivíduos mais idosos possuem a pele menos hidratada. A hidratação reduzida do estrato córneo neste grupo é um processo natural da pele que ocorre no envelhecimento (MAN *et al.*, 2009).

3.3.4.2.6 Influência hormonal

Um estudo sobre os efeitos da menopausa em relação às características fisiológicas da pele reportou que mulheres na menopausa tardia tiveram uma pele com maior hidratação do que as que se encontravam no período pré e peri-menopausa (OHTA *et al.*, 1998). Sabe-se que os hormônios sexuais influenciam na produção de sebo (FRITSCH *et al.*, 2001, GILTAY *et al.*, 2000). Estudos anteriores demonstraram que a produção de sebo está relacionada diretamente com as taxas de testosterona (em ambos os sexos) e com os níveis de dehidroepiandrosterona (nos homens) e eticolanona (nas mulheres). A quantidade de sebo declina mais cedo nas mulheres do que nos homens. Assim, a variação do teor de sebo com a idade é devida à mudança nos níveis dos hormônios sexuais, cujo conteúdo na testa começa a diminuir aos 50 anos em mulheres, quando ocorre a menopausa (MAN *et al.*, 2009), afetando a hidratação cutânea.

3.3.4.2.7 Influência da etnia

Outra questão relevante é que a etnia parece ser um fator determinante na influência dos níveis de hidratação cutânea. No entanto, poucos dados estão disponíveis comparando essa relação. Estudos nessa linha de pesquisa revelaram que a hidratação da pele e a idade podem ser influenciadas pela etnia (DIRIDOLLOU *et al.*, 2007). Segundo os pesquisadores, entre os jovens não foi evidenciada diferença na textura da pele (seca) entre as diferentes etnias (afro-americanas, caucasianas, chinesas e mexicanas). Nos indivíduos mais velhos, no entanto, o aspecto ressecado da pele foi predominante nas mulheres afro-americanas e caucasianas, comparadas às outras duas etnias (chinesas e mexicanas), com um aumento percentual mais elevado nas mulheres caucasianas.

O estudo de DIRIDOLLOU *et al.* (2007) revelou que a hidratação da pele é diferente, de acordo com a etnia e que os efeitos da idade são influenciados por ela. Sugerem que isso ocorre devido às diferenças de propriedades anatômicas e fisiológicas individuais, assim como, pela incompatibilidade das distintas condições climáticas e geográficas de cada localidade. Em contrapartida, FOTOH *et al.* (2008) e WESLEY *et al.* (2003) reportaram que não evidenciaram diferença significativa entre esses fatores e a diferença étnica.

3.3.4.2.8 Influência da disposição genética, IMC e estilo de vida

Fatores como a disposição genética, IMC e o estilo de vida do indivíduo são ainda poucos explorados para o estudo da sua comparação com as características mecânicas do sistema tegumentar. HAMBLIN *et al.* (2016) e DIRIDOLLOU *et al.* (2007) afirmam que mudanças nas características elásticas cutâneas (p.ex. formação de linhas e rugas e alteração do conteúdo de colágeno e elastina dérmica), comuns no envelhecimento, são influenciadas e aceleradas por fatores como idade, gênero, raça, zonas expostas à luz UV, influências climáticas, disposição genética, nutrição (o declínio do tecido adiposo subcutâneo influencia no desenvolvimento de rugas na pele flácida com a idade crescente), abuso de tabaco e álcool. Em suma, tomando como base o que foi explanado anteriormente, sugere-se que a influência dos fatores intrínsecos (variação individual) é maior que dos extrínsecos para variação dos valores do módulo de Young do tecido cutâneo.

CAPÍTULO 4

4 MATERIAIS E MÉTODOS

O presente trabalho compreendeu duas etapas como demonstra a Figura 20.

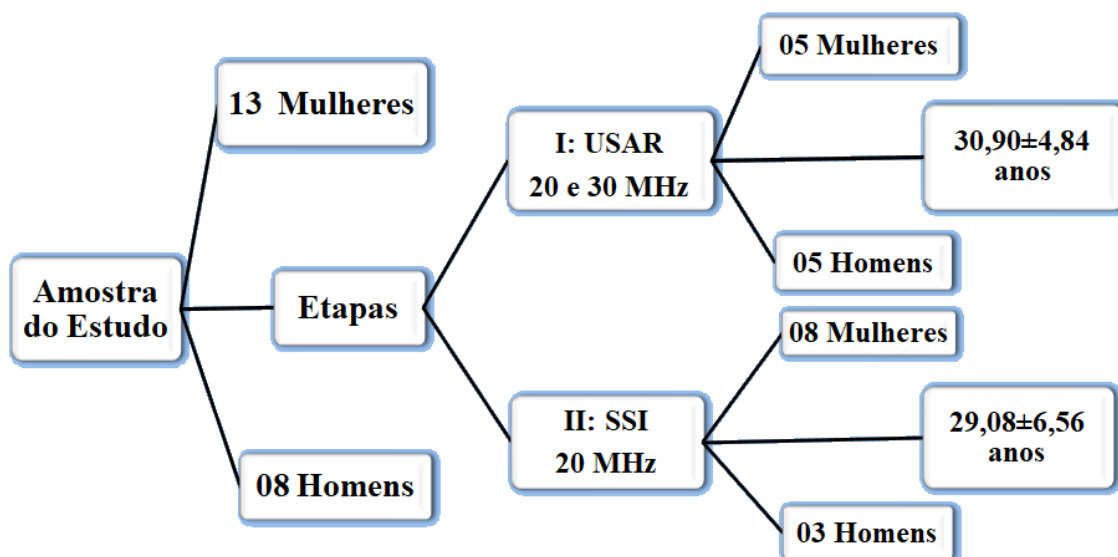


Figura 20. Esquema representativo das etapas do estudo. Amostra do estudo compreendeu de 21 voluntários de ambos os sexos.

Na fase I foram feitas coletas de imagens de ultrassonografia em 2D de regiões distintas do corpo, sem e com estrias albas, usando biomicroscopia ultrassônica (BMU) às frequências de 20 MHz e 30 MHz. Os indivíduos nesta etapa apresentaram idade média de $30,00 \pm 4,84$ anos. Na fase II, a aquisição de imagens elastográficas da pele com e sem estrias albas foi obtida com o *Supersonic Shear Imaging* (SSI) com o transdutor operando à frequência de 20 MHz. Os participantes desta fase tiveram em média $29,00 \pm 6,56$ anos. Os indivíduos que participaram da fase I foram diferentes dos da fase II.

4.1 Etapa I. Coleta de imagens de ultrassom 2D

O estudo encontra-se aprovado pelo Comitê de Ética e Pesquisa da UFRJ, sob o número de protocolo CAAE 36921214.9.0000.5257 (Anexo I). Todos os participantes assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido-TCLE (Apêndice I).

4.1.1 Voluntários

Participaram desta fase 10 indivíduos com estria alba (CEA) presente em qualquer região do corpo. Destes, 05 eram homens e 05 mulheres, com faixa etária entre 24 e 41 anos. Os critérios de exclusão foram: sujeitos que apresentassem estrias rubras (avermelhadas), lesões dérmicas ou qualquer doença que interferisse nos resultados do estudo, síndrome de *Cushing* ou de Marfan, gestantes, indivíduos com idade inferior a 18 anos, que estivessem fazendo qualquer tipo de tratamento dérmico ou que se recusassem a assinar o TCLE.

A metodologia abrangeu, inicialmente, inspeção e palpação da pele normal e CEA, realizada por um único avaliador. O hemicorpo selecionado foi o que apresentou EAs mais evidente e em maior quantidade. Os indivíduos que apresentaram todos os critérios para participar da pesquisa, também foram submetidos ao questionário Dermatofuncional de avaliação de estrias (Apêndice II), segundo ABDEL-LATIF e ELBENDARY (2008), contendo identificação e dados do participante (sexo, idade, peso, altura, IMC, temperatura corporal e perimetria da região com estria). Foram incluídos também, na pesquisa, a história de doença pregressa, hábitos de vida (prática de atividade física, etilismo, uso de hidratantes, cremes e outros), região e lado corporal, classificação do tipo de pele (classificação de Fitzpatrick), caracterização de EA (elevadas, deprimidas, mista ou ausente ao toque), tipo de EA, história de EA na família, tratamentos realizados para EA, aspectos psicossociais provocados pela presença destas afecções dérmicas e o padrão de linhas de ED descritos por LEMPERLE *et al.* (2014).

Posteriormente, os voluntários foram posicionados em uma maca com a região de interesse (ROI) exposta. A ROI foi composta pela região com estria (CEA) e sem estria (SEA). Na região CEA também foi utilizado esparadrapo micropore (*Nexcare*), com 50 mm de espessura e 4,5 m de comprimento (rolo completo), como marcadores que foram cortados em tiras com dimensões de 3 mm de espessura e 10 cm de comprimento. Foram colocados sobre a superfície da pele, perpendicular à ED, ficando estas posicionadas entre os marcadores. Além disso, em ambas fases do experimento foram usados os materiais como exhibe a Figura 21:

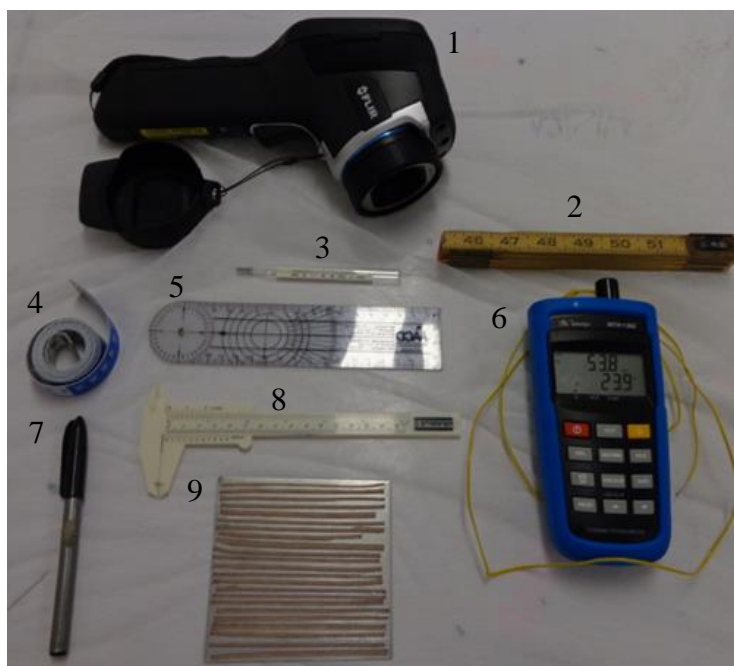


Figura 21. Equipamentos usados nos experimentos (etapas I e II). Os números de 1-9 representam, nesta ordem, câmera infravermelha, régua dobrável, termômetro corporal, fita métrica, goniômetro, termômetro digital, caneta dermatográfica (cor preta), paquímetro e esparadrapo micropore cortado em tiras. Fonte: fotografia realizada pela autora.

4.1.2 Ultrassom de alta resolução (USAR)

O sistema de USAR utilizado nesta etapa do trabalho opera em altas frequências e em plataforma *Windows* controlada por um *Software Ultraview* (versão 5,93; *Capistrano Labs Incorporated* (CLI), *San Clemente*, Califórnia (CA), USA) também conhecido como biomicroscopia ultrassônica (BMU). O BMU é um sistema comercial norte-americano denominado Sub-Sistema de imagens baseado em PC da CLI, também desenvolvido pela *Capistrano Labs Incorporated* (*San Clemente*, CA 92672, USA) que permite aquisição de imagens das camadas cutâneas em humanos (pele normal e estriada) aplicando frequências de 20 MHz e 30 MHz. O programa do equipamento na linguagem *LabVIEW* (versão 7.1, *National Instruments*, *Austin*, USA) é responsável pelo controle sincronizado do sistema e foi utilizado para registrar todas as imagens. Estas foram identificadas e gravadas pelo *software* do equipamento.

O princípio de funcionamento do BMU é análogo ao de qualquer outro equipamento comercial de ultrassom que trabalhe com frequência igual ou maior que

20 MHz e foi bem descrito no trabalho de MARTINS (2014). O aparelho compreende um sistema de geração de imagens baseado em um microcomputador pessoal (PC) e um *hardware* contido em uma placa instalada no barramento PCI do PC (processador Intel Core i3 2100). A placa inclui um sistema de imagem de US completo e inclui o sistema de controle de “servomecanismo” que aciona a varredura do feixe de US. A conversão de varredura é realizada por cálculo computacional. Além disso, o *hardware* da placa contém o emissor/receptor de US, o detector de envelope dos sinais de eco, o conversor analógico/digital (A/D) com frequência de amostragem de 80 MHz (MARTINS, 2014).

O equipamento também possui um transdutor com focalização esférica com um diâmetro de 5 mm e uma distância focal de 12 mm ($f_{\text{número}}$ de 2,4). As resoluções axial e lateral, estimadas pelas Equações 3 e 2, foram iguais a 80 μm e 200 μm para 20 MHz e 62 μm e 100 μm para 30 MHz, respectivamente. Estes parâmetros permitiram a penetração do feixe acústico a profundidades de aproximadamente 7 mm, uma condição satisfatória para a visualização *in vivo* das 03 camadas da pele, bem como identificação e medição das estrias em tempo real, usando imagens 2D. O transdutor foi colocado suavemente sobre a superfície da pele. Quando as estrias estavam presentes, foi posicionado paralelamente aos marcadores, e perpendicular à elas (Figura 22).

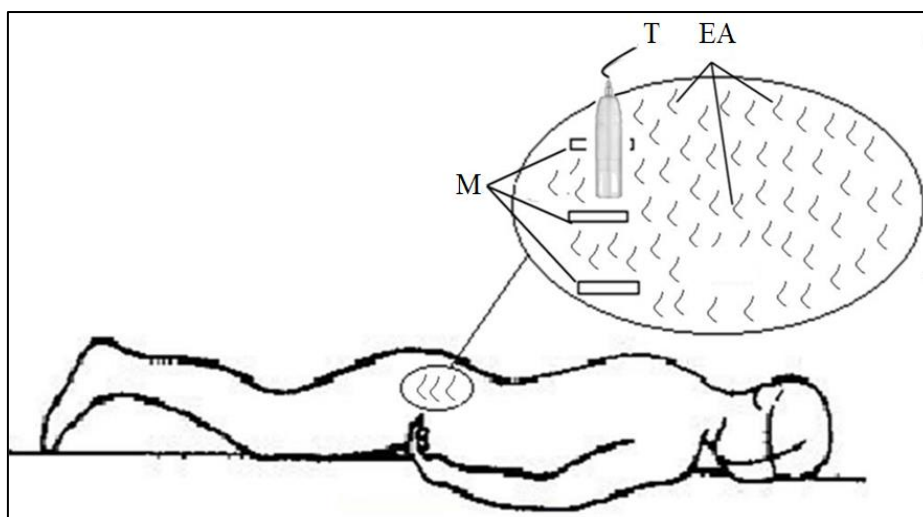


Figura 22. Ilustração mostrando como os marcadores (M) e o transdutor (T) foram colocados na superfície da pele humana com estria alba (EA). Fonte: imagem realizada pela autora.

Entre o transdutor e a pele dos sujeitos, utilizou-se um gel (Ultrax-gel, Farmativa Indústria e Comércio Ltda, Rio de Janeiro, Brasil) para acoplamento acústico. Varreduras foram realizadas para coletar imagens da região com estrias. Depois que a estria foi localizada, outra varredura foi realizada na pele perilesional em busca de um local cuja imagem ultrassonográfica fosse homogênea para ser usada como controle. Este procedimento foi realizado para ambas as frequências. Os sujeitos foram orientados a permanecerem deitados em uma maca por pelo menos 10 min antes das medições. Foram formados oito grupos de imagens (EPSE2, EPSE3, EPCE2, EPCE3, DESE2, DESE3, DECE2 e DECE3) por voluntário, de acordo com a combinação das variáveis: camada de pele analisada, área com estrias (CE) ou área sem estrias (SE) e frequência ultrassônica utilizada (20 MHz, representada pelo número 2 ou 30 MHz, número 3). Os grupos, inicialmente, foram compostos de subgrupos contendo 4 imagens (IM), cada um. Cada imagem contém 5 medidas (M), como mostra a Figura 23.

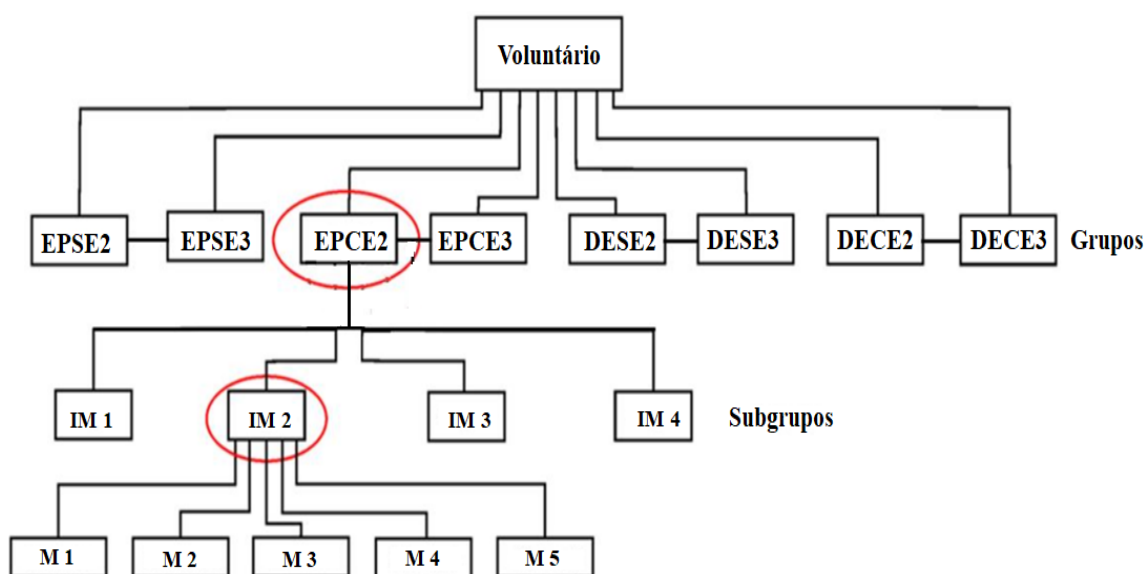


Figura 23. Diagrama da composição dos grupos e subgrupos das imagens ultrassônicas. Cada grupo (p.ex., EPCE2) é composto por quatro subgrupos (p.ex., imagem 2) com cinco medidas (M1-M5). As siglas EP ou DE, CE ou SE, e 2 ou 3 representam a camada de pele analisada (epiderme ou derme), presença (CE) ou não de estrias (SE) e frequência ultrassônica empregada (20 MHz ou 30 MHz), respectivamente.

Dessa forma, dezesseis imagens foram adquiridas por voluntário (8 imagens a 20 MHz e 8 imagens a 30 MHz) no plano transversal. As imagens geradas nas regiões sem ou com estrias foram utilizadas para medir a espessura da EP e da DE nas duas frequências. Os dados foram registrados e arquivados pelo software do subsistema de imagens baseado em PC da CLI (Capistrano Labs, Inc., San Clemente, Califórnia, USA). Todas as medições foram realizadas em uma sala climatizada com temperatura e umidade do ar (r.h) monitoradas com um termômetro digital MTH-1362W (Minipa®, São Paulo, SP, Brasil).

As cinco medidas de espessuras tanto das camadas epidérmicas quanto das dérmicas obtidas nas imagens de US foram adquiridas usando uma rotina deo MATLAB® (MathWorks Inc., Natick, MA, USA) que foi desenvolvida no LUS. Em seguida, os valores médios, desvio-padrão e coeficientes de variação das espessuras da EP e DE foram estimados em uma planilha do Excel. Posteriormente, após aplicação de teste estatístico, um novo reagrupamento foi possível ser feito com os oito grupos de imagens (EPSE2, EPSE3, EPCE2, EPCE3, DESE2, DESE3, DECE2 e DECE3) e os subgrupos de medidas (M) de espessura das camadas com 20 valores cada por voluntário como explica a Figura 24:

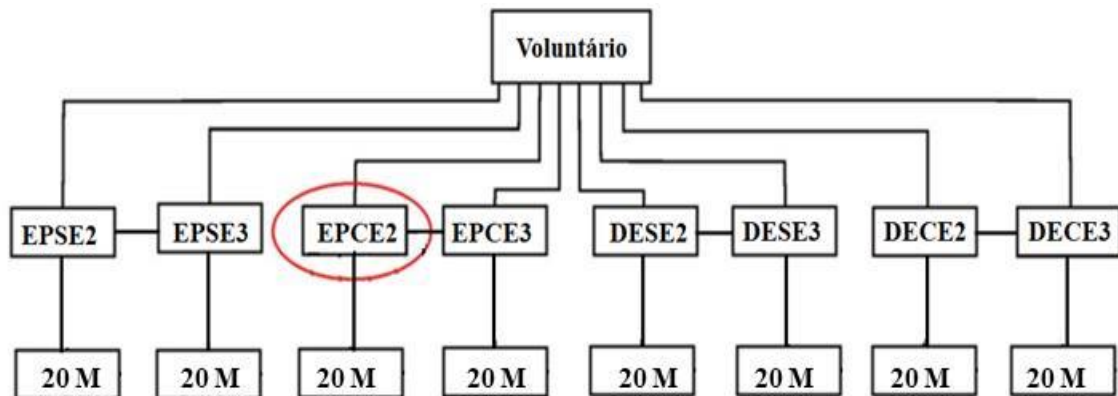


Figura 24. Diagrama do reagrupamento dos grupos e subgrupos das imagens ultrassônicas. Cada grupo (p.ex., EPCE2) é composto por um subgrupo com 20 medições (M) da espessura das camadas da pele. As siglas EP ou DE, CE ou SE, e 2 ou 3 representam a epiderme ou derme, presença (CE) ou não de estrias (SE) e frequência ultrassônica empregada (20 MHz ou 30 MHz), respectivamente.

4.1.3 Análise de imagens

As espessuras da EP e da DE das imagens ultrassônicas (a 20 MHz e 30 MHz) de cada voluntário foram mensuradas utilizando uma rotina implementada no software MATLAB® (MathWorks Inc., Natick, MA, USA) que foi desenvolvida pelo Laboratório de Ultrassom/PEB/COPPE/UFRJ. As dimensões das lesões dérmicas presentes nas imagens da pele com estria de todos os voluntários também foram estimadas usando o mesmo *software*. Linhas verticais foram traçadas em cinco pontos distintos nas imagens (Figura 25) da superfície da epiderme até a base da derme (na cor vermelha) e da superfície dérmica até a junção hipodérmica (na cor preta) para medir as espessuras da EP e DE, respectivamente (Figura 25A). Ou seja, para cada voluntário, as espessuras da DE e EP foram medidas 20 vezes por frequência utilizada.

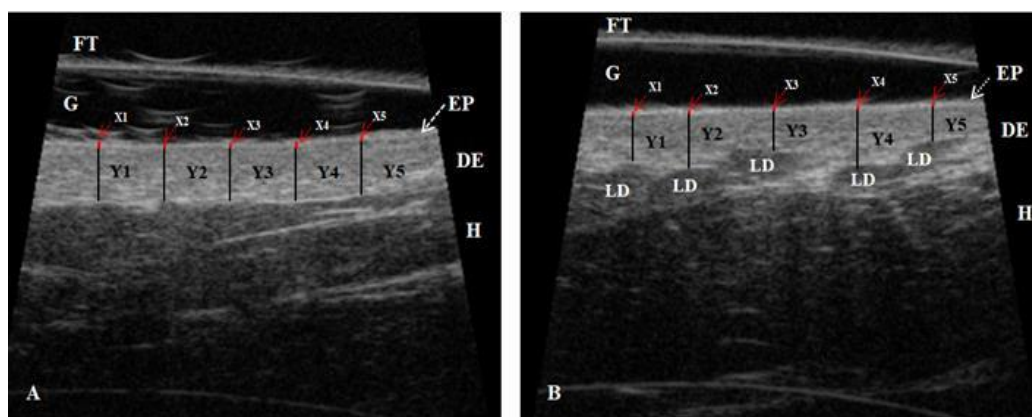


Figura 25. Imagens transversais das camadas da pele sem estrias (A) e com estrias (B), com a frequência de 20 MHz. Linhas verticais representam os valores das espessuras da EP na cor vermelha (X1, X2, X3, X4 e X5) e da DE na cor preta (Y1, Y2, Y3, Y4 e Y5). A face do transdutor (FT), gel de acoplamento (G), epiderme (EP), derme (DE), hipoderme (H) e lesões na derme (LD) também podem ser vistos. Fonte: imagem realizada pela autora.

A espessura da derme estriada foi estimada traçando cinco linhas verticais (na cor preta) desde a superfície da derme até as lesões dérmicas (LD) devido à presença de estrias (Figura 25B). As dimensões (espessura e comprimento) das lesões presentes na

derme em consequência de ED foram medidas nas imagens de US conforme apresenta a Figura 26.

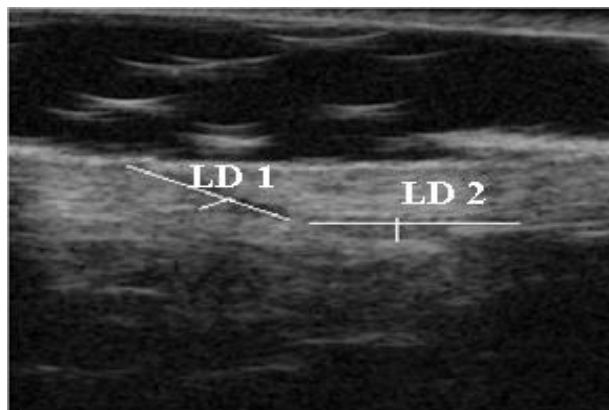


Figura 26. Mensuração das dimensões das lesões dérmicas (LD) na região do braço, proximal à axila, de um homem, com a frequência de 30 MHz. Fonte: imagem realizada pela autora.

Posteriormente, foram obtidos os valores médios, desvios-padrão e coeficientes de variação da espessura de cada região de interesse e das dimensões das lesões dérmicas.

4.1.4 Análise estatística

Inicialmente, na análise estatística foram utilizados os testes 1 (Figura 27) para verificar a possibilidade de agrupar as cinco medidas de cada subgrupo (p.ex. imagem 1) do mesmo grupo (p.ex. EPCE2) de um voluntário (ver Figura 23), ou seja, verificar se havia diferenças estatísticas entre os valores de espessura obtidos de cada imagem (subgrupo) de um grupo para cada voluntário.

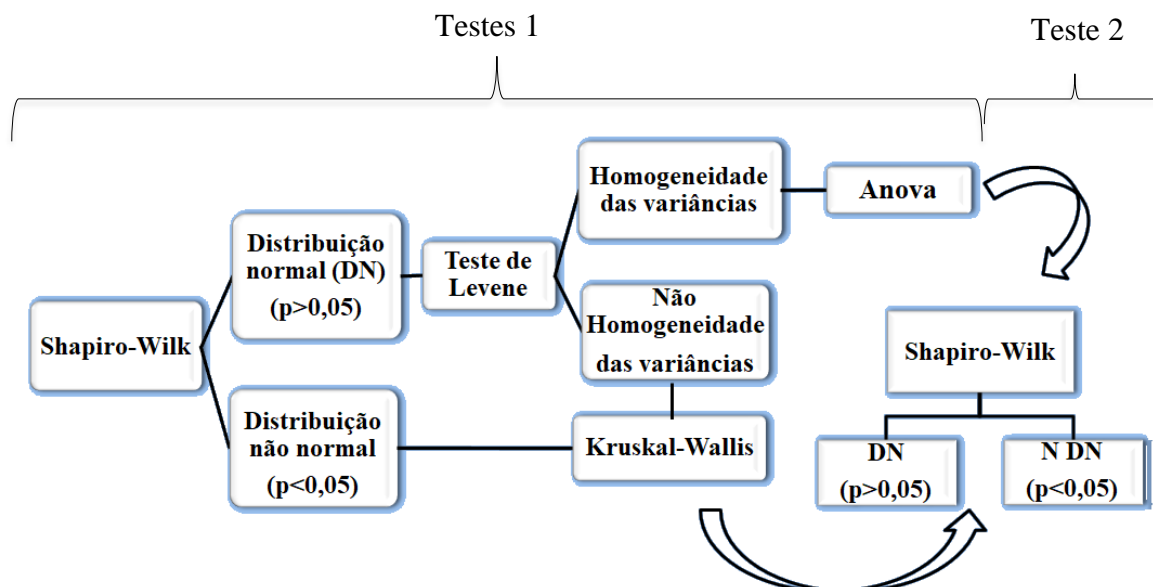


Figura 27. Esquema representativo da análise estatística aplicada nos grupos e subgrupos de imagens de US da pele CEA e SEA. Os testes 1 foram usados para analisar a possibilidade de reagrupar 5 medidas de espessura de cada imagem em um único grupo (p.ex.EPCE2). O teste 2 foi aplicado após o reagrupamento das 20 medições de espessura de cada grupo para análise da normalidade dos dados. As siglas CEA e SEA significam com e sem estria alba.

Após aplicação dos testes 1 (Figura 27) foi feito o reagrupamento das 20 medidas de espessura, conforme a Figura 24, e foi aplicado novamente o teste estatístico de Shapiro-Wilk (teste 2) para ver a normalidade dos dados. Vinte valores de espessura da EP e DE foram avaliados para cada frequência da onda ultrassônica e a comparação dos valores das espessuras das camadas da pele com e sem estrias foi realizada. Todos os valores de espessura foram analisados estatisticamente utilizando o *software* SPSS (*Statistical Package for the Social Sciences* - SPSS Inc., Chicago, IL, USA), e o nível de significância adotado no estudo foi $p=0,05$.

4.1.4.1 Amostra do estudo

Inicialmente, foi aplicado o teste de normalidade de Shapiro-Wilk (Figura 27) para avaliar se os cinco valores de espessura de cada subgrupo (quatro imagens) e grupo apresentavam distribuições normais, para todos os voluntários. O teste de Levene foi,

então, implementado para verificar a homogeneidade das variâncias dos subgrupos que apresentaram a distribuição normal. Os subgrupos que apresentaram a distribuição normal e a homogeneidade das variâncias foram comparados utilizando ANOVA. Quando uma das duas condições mencionadas não foi satisfeita, foi utilizado o teste não paramétrico de Kruskal-Wallis. Por fim, o teste de Shapiro-Wilk foi aplicado novamente para verificar se os oito grupos formados pelos 20 valores de espessura da epiderme e da derme apresentavam a distribuição normal (Figura 27).

4.1.4.2 Influência da frequência ultrassônica (20 e 30 MHz)

Para verificar a influência da frequência utilizada para gerar a imagem ultrassônica na espessura estimada da epiderme e derme, os pares de grupos EPSE2–EPSE3, EPCE2 – EPCE3, DESE2 – DESE3 e DECE2 – DECE3 foram comparados estatisticamente. Nos casos em que os valores de espessura não foram distribuídos normalmente, o teste de Mann-Whitney foi aplicado. Caso contrário, o teste t-Student foi usado (Figura 28).

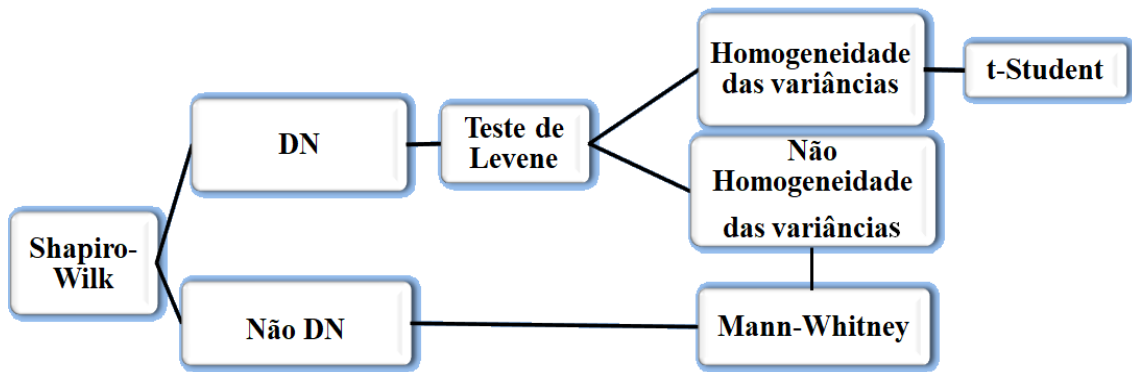


Figura 28. Esquema representativo da análise estatística aplicada nos pares de grupos da pele CEA e SEA para avaliar a influência das frequências ultrassônicas nos valores de espessuras das camadas. As siglas CEA e SEA significam com e sem estria alba. A sigla DN significa distribuição normal.

4.1.4.3 Comparação da espessura em função da presença de estrias

As espessuras medidas da epiderme e da derme foram avaliadas comparando-se os valores de espessura de cada camada, com e sem estrias, e com diferentes frequências. Ou seja, os pares de grupos EPSE2 – EPCE2, EPSE3 – EPCE3, DESE2 – DECE2 e DESE3 – DECE3 foram comparados estatisticamente (Figura 28). Novamente, nos casos em que os valores de espessura não foram distribuídos normalmente, o teste de Mann-Whitney foi aplicado. Caso contrário, o teste t -Student foi empregado.

4.2 Etapa II. Coleta de imagens elastográficas

4.2.1 Voluntários

Participaram da pesquisa 11 indivíduos com estrias albas em qualquer região do corpo. Destes, 08 eram mulheres e 03 homens, com faixa etária entre 20 e 43 anos. Os participantes assinaram o Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE, vide Apêndice I). Os critérios de exclusão foram similares aos da etapa I: gestantes; indivíduos que apresentassem estrias rubras (avermelhadas); indivíduos com idade inferior a 18 anos; lesões dérmicas ou qualquer doença que interferisse nos resultados do estudo; indivíduos que estivessem fazendo qualquer tipo de tratamento dérmico ou que se recusassem a assinar o TCLE. Todos os participantes nesta etapa que atenderam aos critérios para participar da pesquisa, também foram submetidos ao questionário Dermatofuncional de avaliação de estrias (Apêndice II) segundo ABDEL-LATIF e ELBENDARY (2008) como na fase 1.

4.2.2 *Supersonic Imaging Ultrasound (SSI)*

No estudo, utilizou-se o equipamento *Aixplorer*® (v.9, *Supersonic Imaging, Aix-en-Provence*, França) (Figura 13) com transdutor SuperLinear™ (SLH20-6) de dimensões de 4,1 cm de comprimento x 1,0 cm de espessura x 14,7 cm de altura e cabo com 2,1 m de comprimento (Figura 17). O transdutor opera nas faixas de 6 a 20 MHz e apresenta as seguintes características: 192 elementos piezoelétricos, frequência central

de 11 MHz, resolução espacial de 2,0 mm e penetração da onda na faixa de 1 a 20 mm de profundidade (SSI, 2017, BERCOFF *et al.*, 2004).

4.2.3 Elastogramas

As coletas das imagens elastográficas foram realizadas no Laboratório de Biomecânica em parceria com o Laboratório de Ultrassom - LUS, ambos pertencentes ao Programa de Engenharia Biomédica (PEB), do Instituto Alberto Luiz Coimbra de Pós-Graduação e Pesquisa de Engenharia (COPPE) da UFRJ. Na metodologia adotada no estudo (método do “asterisco”), primeiramente, os voluntários foram colocados em uma maca com a região selecionada com membro posicionado de forma relaxada e em posição neutra (angulação de 0°) cuja amplitude de movimento foi garantida por meio de um goniômetro analógico (CARCI-Ind. e Com. de Apar. Cirur.e Ortop. Ltda, São Paulo, Brasil) e com uma caneta dermatográfica (Texta, modelo 700 *fine line*) foram feitas marcações na pele destes voluntários como mostra a Figura 29.

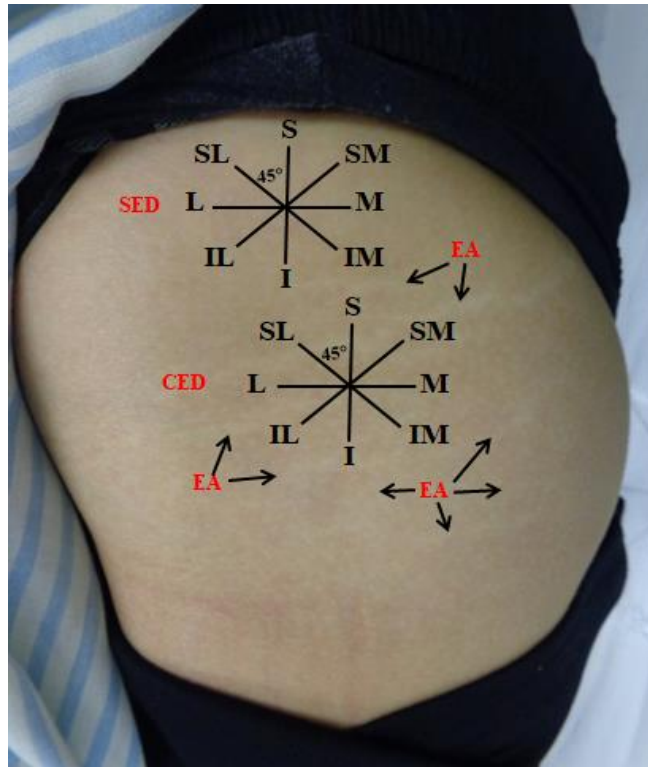


Figura 29. Marcação na pele de um voluntário do sexo masculino na região do quadril direito pelo método do asterisco. As letras S, I, L, M correspondem ao lado corporal superior, inferior, lateral e medial, respectivamente. Cada marcação indica o posicionamento do transdutor nas direções: SI (direção súperoinferior); LM (posição láteromedial); SM (orientação súperomedial) e SL (direção súperolateral). A posição SM é similar a IL (inferolateral) e SL, a posição IM (inferomedial). SED e CED representam pele sem e com estria dérmica e EA, estria alba. Fonte: fotografia realizada pela autora.

Na descrição da organização do corpo humano, é necessário identificar uma posição arbitrária com um ponto de referência a partir do qual o movimento ou a localização das estruturas podem ser descritos. Esta terminologia descritiva é conhecida como posição anatômica. Assim, termos específicos são usados para descrever a localização de uma estrutura e sua posição em relação às outras, onde traça-se de forma imaginária uma linha mediana que corta o corpo humano, dividindo-o em lado medial e lateral ou anterior e posterior ou superior e inferior (PAULSEN e WASCHKE, 2018, LIPERT, 2018).

Baseado nesses conhecimentos anatômicos, após o participante ter sido posicionado devidamente na maca com a área de interesse (região com e sem estria)

exposta, o transdutor (T) foi posicionado em distintas orientações às LTPs (método do “asterisco”) como apresenta a Figura 30. As linhas demarcadas na pele foram organizadas em quatro subgrupos: A-posição súperoinferior (SI); B-látero-medial (LM); C-súpeomedial (SM) e D-súperolateral (SL).

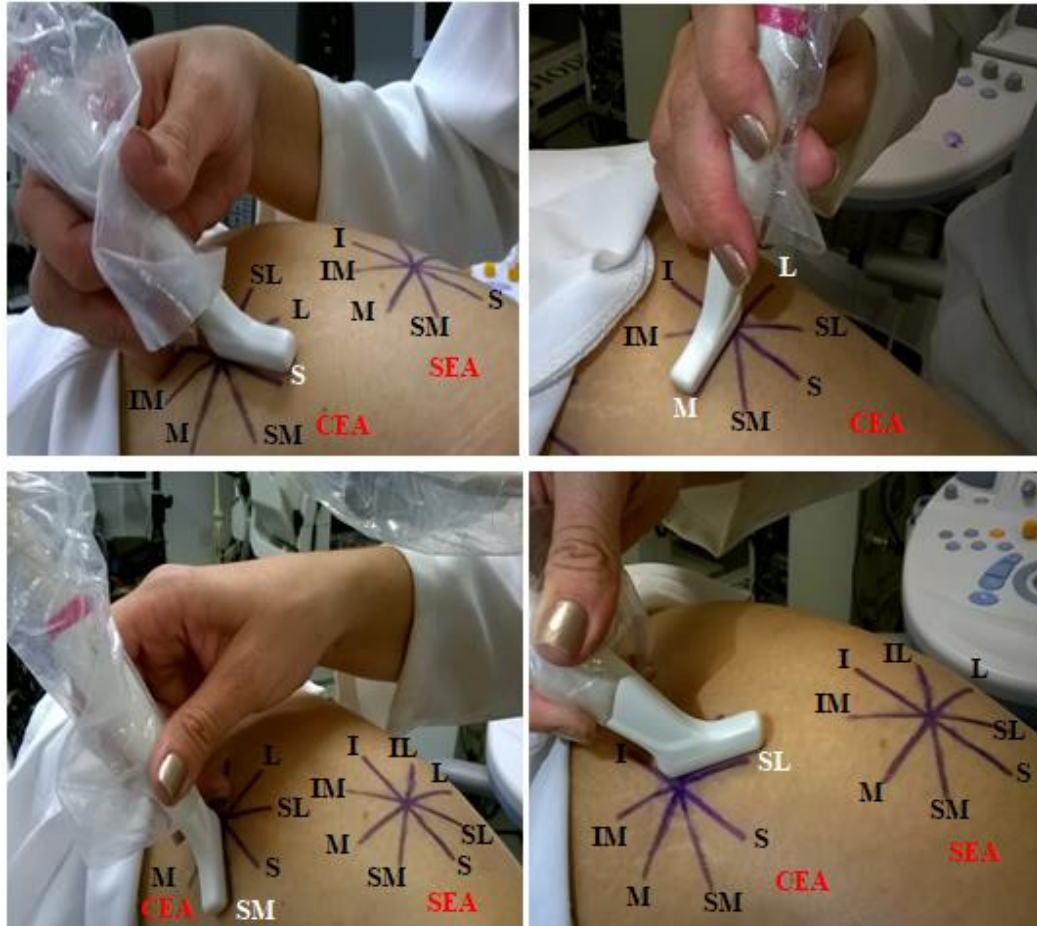


Figura 30. Posicionamento do transdutor em distintas direções na pele de uma mulher na região do quadril direito pelo método do asterisco. S, I, L, M correspondem a posição superior, inferior, lateral e medial, respectivamente e SI, LM, SM e SL, as direções súperoinferior, látero-medial, súperomedial e súperolateral, nesta ordem. SEA e CEA representam pele sem e com estria estria alba. Fonte: fotografia realizada pela autora.

As marcações, SM é similar à posição IL (Transdutor na posição ínferolateral) e SL à posição IM (Transdutor colocado na direção ínferomedial). Dessa forma, o protocolo adotado nesta fase foi constituído por 10 mensurações do módulo de Young da derme de cada voluntário obtidos em distintas posições do transdutor (T) como explica a Figura 31:

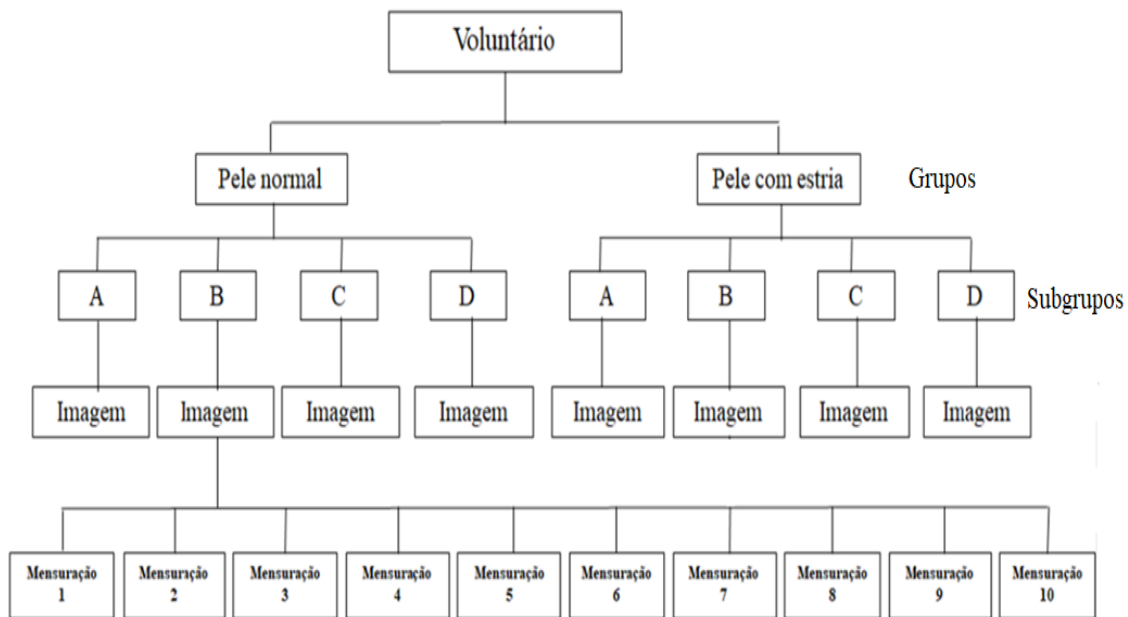


Figura 31. Diagrama dos grupos de imagens obtidos em cada posição do transdutor (T) no tecido cutâneo normal e com estria de cada voluntário. Cada imagem obtida em uma orientação (subgrupos A, B, C e D) é composta por 10 mensurações do módulo de Young da camada dérmica. Sendo as orientações: A- súperoinferior, B- láteromedial, C- súperomedial e D- súperolateral.

Nestas orientações, com o ultrassom operando a frequência de 20 MHz, foram coletadas imagens das camadas cutâneas onde foram obtidos os valores do módulo de Young da derme. As orientações SI, LM, SM e SL correspondem às direções a 0°, 90°, 315° e 45° às LTPs como demonstra a Tabela 1. Um gel (Ultrax-gel, Farmativa Indústria e Comércio Ltda, Rio de Janeiro, Brasil) foi usado para o acoplamento acústico entre o transdutor e a pele do voluntário.

Tabela 1. Posição do transdutor (T) na superfície da pele normal e estriada pelo método do asterisco. LTP são linhas de tensão máxima da pele na região analisada e ED, estria dérmica. Fonte: tabela realizada pela autora.

Método do Asterisco (*)			
Marcação	Transdutor (T)	Orientação a LTP	Orientação a ED
SI	Súperoinferior	Paralela (0°)	Perpendicular (90°)
LM	Láteromedial	Perpendicular (90°)	Paralela (0°)
SM	Súperomedial	315°	-
SL	Súperolateral	45°	-

OBS: As marcações, SM é similar à posição IL (Transdutor na posição ínferolateral) e SL à posição IM (Transdutor colocado na direção ínferomedial).

A inspeção, palpação e avaliação do tecido dérmico com e sem EA assim como a aquisição e o processamento das imagens com US foi realizada por um único avaliador. O critério para escolha da superfície corporal e do lado do hemitorço estudado foi o que apresentasse EA mais expressiva e em maior quantidade. Um segundo profissional auxiliou na gravação das imagens que foram identificadas e arquivadas no equipamento do ultrassom. Todos os indivíduos foram orientados a evitar o uso de produtos cosméticos (óleo, hidratantes, cremes e outros) na véspera do experimento e instruídos a permanecerem com a parte do corpo a ser analisada com o membro relaxado e na posição neutra, evitando, dessa forma, movimentos de flexão ou extensão da região.

Inicialmente, foram geradas imagens das camadas cutâneas em modo-B (Figura 32) com os dados dos voluntários. Após esse procedimento, o modo *pushing* foi acionado e foram obtidas as imagens com a elastografia dinâmica nas regiões sem e com ED do hemitorço de cada voluntário. Em seguida, os dados foram identificados e arquivados pelo *software* do equipamento.

4.2.4 Análise das imagens elastográficas

Com a execução da rotina, um Q-box foi traçado manualmente no interior da derme (Figura 33), inserida na área de mapeamento, delimitando a estrutura de análise (Figuras 33A1 e 33B1) e o mapa de elasticidade ou ROI (Figuras 33A2 e 33B2) que, por sua vez, é gerado a partir do método de correlação cruzada entre os pares de sinais da onda de cisalhamento em tempos distintos. O valor da média C_s da área referente aos pixels abrangidos no interior da ROI é estimado pela Equação 25:

$$\bar{C}_s = \frac{\sum_{i=1}^n C_s}{n} \quad (25)$$

onde C_s e n são a velocidade de propagação da onda de cisalhamento e número de pixels dentro da ROI, respectivamente. A partir daí, os valores da média e desvio-padrão do módulo de elasticidade da pele estriada (Figura 33A3) e sem estria (Figura 33B3) para cada orientação às LTPs foram estimados. A rotina também permite um recurso para visualização da variação dos módulos de elasticidade por subáreas da área do Q-box (Figuras 33A4 e 33B4). Os resultados foram colocados em uma planilha tipo *Excel*, posteriormente, a análise estatística dos dados obtidos foi realizada.

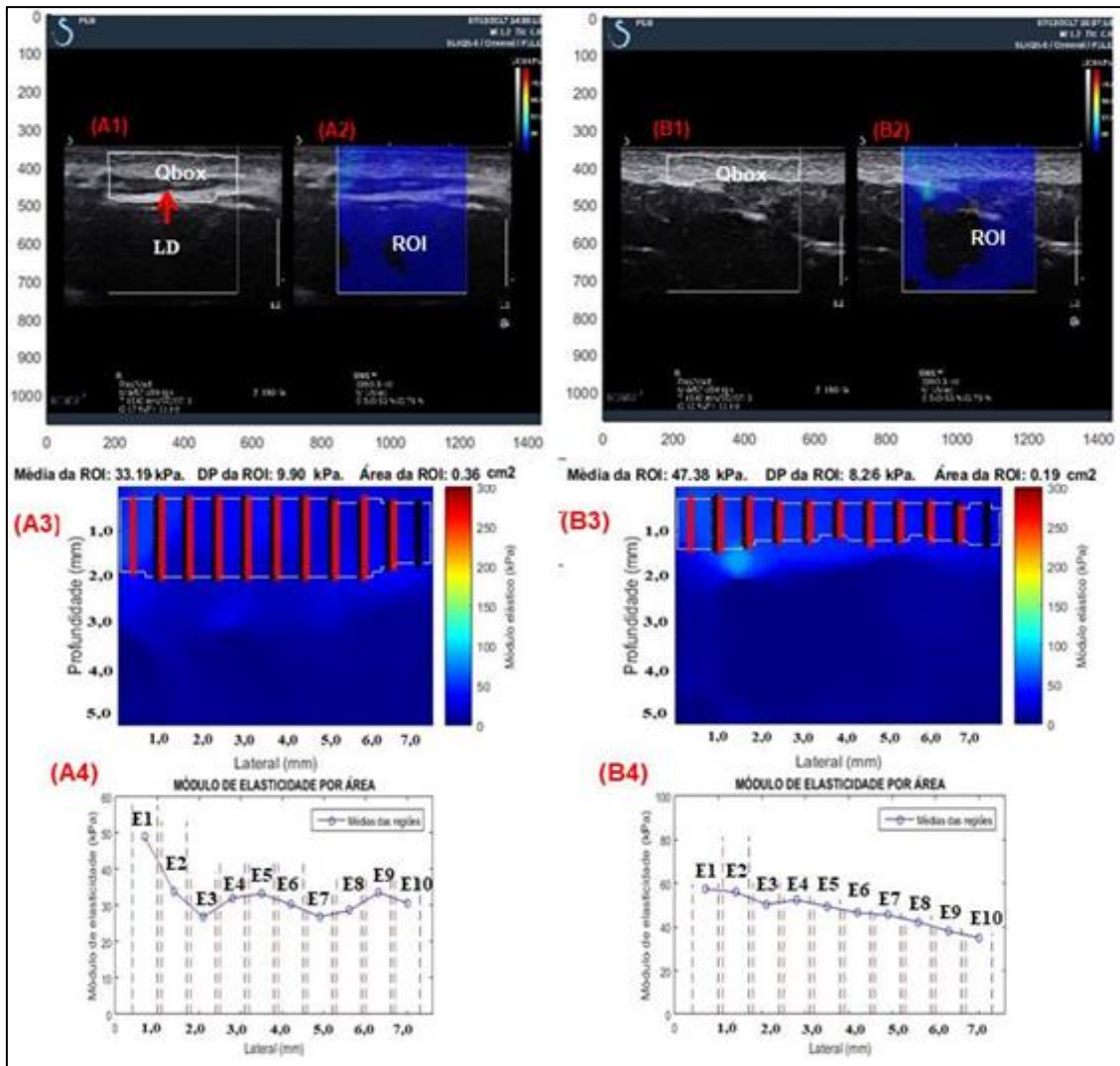


Figura 33. Elastogramas da pele de um homem na região do quadril direito com o transdutor na posição SI (súperoinferior). Imagem 2D da derme com estria (A1) e sem estria (B1); Mapa de elasticidade da derme com estria (A2) e sem estria (B2); Valor médio da elasticidade da região com estria (A3) e sem estria (B3); Médias dos módulos de Young por subárea da pele estriada (A4) e normal (B4). ROI-Região de interesse; DP-desvio padrão. A seta vermelha indica presença de lesão dérmica (LD) localizada na região cutânea com estria. Fonte: imagem realizada pela autora.

4.2.5 Análise estatística

4.2.5.1 Comparação entre a pele sem e com estria

O teste de Shapiro-Wilk, como explica a Figura 28, foi aplicado em todos os valores do módulo de Young adquiridos em cada posição do transdutor para os grupos de região sem e com estria dos 11 voluntários, com intuito de verificar a normalidade de cada um dos subgrupos (TIS, TLM, TSM e TSL) com 10 medições do módulo de elasticidade. Além disso, na análise de normalidade dos valores do módulo de Young das regiões sem e com estria de cada posicionamento do transdutor de todos os participantes, levou-se em consideração também a homocedasticidade dos resultados encontrados para a escolha do teste a ser aplicado (t-Student ou teste Mann-Whitney) e esta análise foi realizada por meio da utilização do método de Levene. Quando a técnica de Levene verificou a homogeneidade dos dados, o teste t-Student foi aplicado. Se o método encontrou não homogeneidade dos dados, o teste de Mann-Whitney foi usado. Na análise estatística foi utilizada na comparação entre as médias do módulo de Young da pele sem e com estria, o *software* SPSS 20 (*IBM SPSS Statistics Visualizador*, Armonk, NY, USA) e o índice de significância adotado no estudo foi de $p = 0,05$.

4.2.5.2 Comparação entre as posições do transdutor

Na comparação entre os distintos posicionamentos do transdutor para os grupos de região sem e com estria, de cada participante, como demonstra a Figura 34, o teste de Shapiro-Wilk foi usado para verificar a normalidade entre os 40 valores do módulo de elasticidade dos subgrupos (TIS, TLM, TSM e TSL) para cada um dos grupos (região sem e com estria) estudado. Uma vez que o teste Shapiro-Wilk foi aplicado aos dados, quando os grupos não apresentaram distribuição normal e/ou não apresentaram homogeneidade de variâncias, aplicou-se o teste não paramétrico de Kruskal-Wallis. Por outro lado, nas situações onde a distribuição dos dados dos grupos era normal empregou-se o método de Levene para verificar a homogeneidade dos valores do módulo dos subgrupos (TIS, TLM, TSM e TSL) que seriam comparados.

Quando a homogeneidade de variâncias esteve presente, empregou-se a técnica ANOVA para verificar se houve ou não diferença estatística entre os valores do módulo

de Young obtidos com os quatro posicionamentos do transdutor sobre a pele. Sempre que o teste ANOVA ou de Kruskal-Wallis indicou diferença estatística entre os grupos comparados, os testes de comparações múltiplas de Tukey HSD (*Honestly Significant Difference*) e de Dunn foram aplicados, respectivamente, objetivando identificar os pares dos posicionamentos (TIS-TLM, TIS-TSM, TIS-TSL, TLM-TSM, TLM-TSL e TSM-TSL) que, ao serem comparados entre si, foram estatisticamente diferentes ($p < 0,05$).

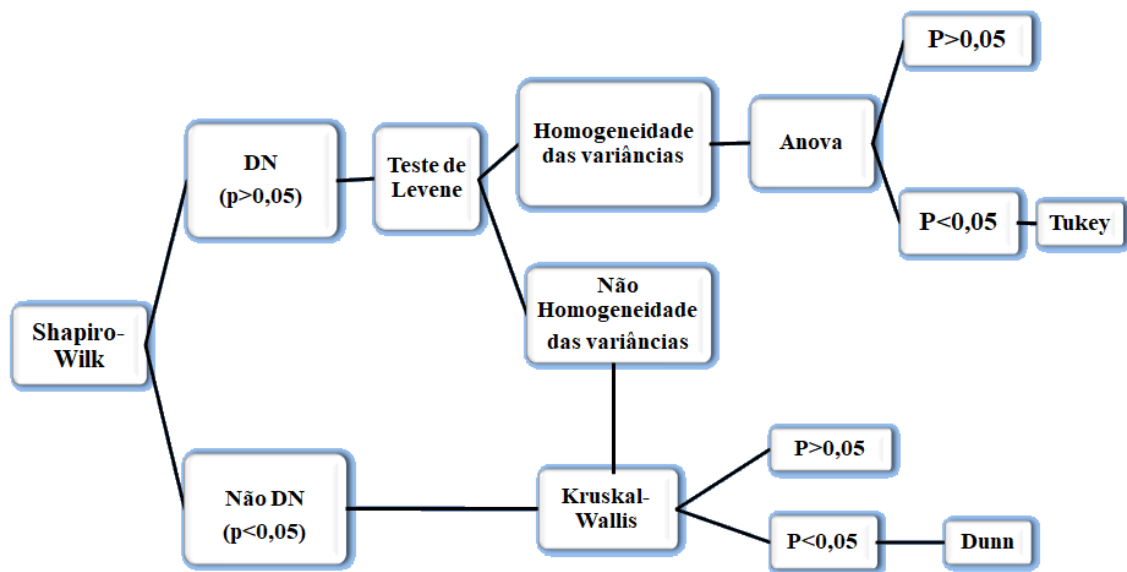


Figura 34. Esquema representativo da análise estatística aplicada nos pares de posicionamentos do transdutor para os grupos de região sem e com estria, de cada participante para avaliar a influência da angulação do transdutor em relação às LTPs nos valores do módulo de Young. A sigla DN significa distribuição normal.

4.2.5.3 Comparação da elasticidade entre a pele com e sem estrias: influência do sexo e idade

Os valores de rigidez da pele normal e estriada foram comparados a partir da formação de quatro agrupamentos: indivíduos de mesmo sexo e idade, voluntários de sexo e idade distintos, participantes de mesmo sexo e idade distinta e indivíduos de sexo diferente e mesma idade. Inicialmente, foi feita a comparação do módulo de Young entre as regiões sem e com estria de indivíduos de mesmo sexo e idade distinta. Na

análise, os valores do módulo de Young das imagens, com e sem estria, sendo 50 valores de E , obtidos no quadril de cinco mulheres foram agrupados em função da idade (20, 26, 30, 31 e 43 anos). Posteriormente, a rigidez das regiões, sem e com estria, dos participantes de sexo e idade distintos foram comparados. Na avaliação estatística, os valores do módulo de Young obtidos a partir das imagens do glúteo de dois voluntários, com idades distintas (30 e 35 anos), foram agrupados em função do sexo (um homem e uma mulher). Em seguida, o estudo comparativo entre os valores de E de regiões, sem e com estria, em participantes de mesmo sexo e idade, e em indivíduos de sexo diferente e com mesma idade foi realizado. Com essa finalidade, foram formados os seguintes agrupamentos: valores de elasticidade obtidos das imagens dos quadril de regiões com e sem estria de duas mulheres com mesma idade (ambas com 26 anos) e valores do módulo de Young da pele do quadril, sem e com estria, de três indivíduos (duas mulheres e um homem), todos com 26 anos, foram avaliados estatisticamente.

Na análise estatística dos quatros agrupamentos acima, como demonstra a Figura 35, aplicou-se o teste de Shapiro-Wilk para verificar a normalidade dos grupos (região sem e com estria). Em seguida, para os resultados que apresentaram distribuição normal foi empregado o teste de correlação de Pearson ou o teste de correlação de Spermann para os dados não-paramétricos, para verificar se havia correlação entre os valores do módulo de Young das regiões estudadas (sem e com estria) e as idades das voluntárias, assim como, entre os valores de E e o sexo dos voluntários. O índice de classificação do teste de correlação adotado foi: 0,00 à 0,19 (correlação muito fraca); 0,20 à 0,39 (correlação fraca); 0,40 a 0,69 (correlação moderada); 0,70 à 0,89 (correlação forte) e 0,90 à 1,00 (correlação muito forte) (FOWLER *et al.*, 2002).

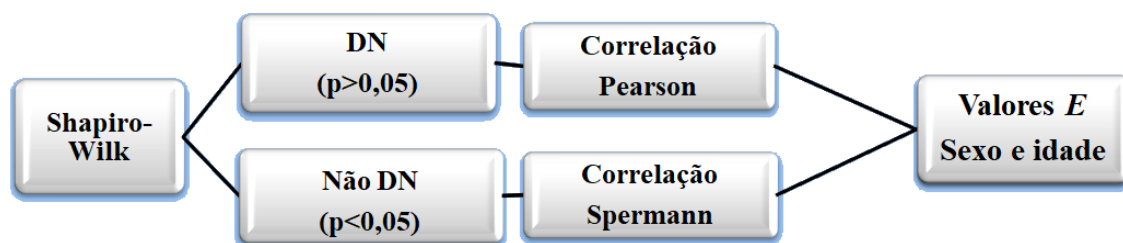


Figura 35. Esquema representativo dos testes de correlação de Pearson ou de Spermann para verificar a correlação entre os valores do módulo de Young (E) das regiões sem e com estria em relação às idades e o sexo dos voluntários. A sigla DN significa distribuição normal.

Os valores do módulo de Young, de regiões sem e com estrias, das voluntárias de mesmo sexo e idade diferente foram comparados estatisticamente (Figura 28) usando o teste t-Student ou o teste de Mann-Whitney, dependendo da normalidade e da homogeneidade de variâncias dos dados comparados. Quando a técnica de Levene verificou a homogeneidade dos dados, o teste t-Student foi aplicado. Se o método encontrou não homogeneidade dos dados, o teste de Mann-Whitney foi usado.

Por outro lado, os valores de rigidez obtidos entre regiões (com e sem estria) de indivíduos de sexo distinto e de mesma idade foram comparados (Figura 34) por meio do teste de Kruskal-Wallis ou ANOVA, dependendo da normalidade e da homogeneidade de variâncias dos dados comparados. Quando a homogeneidade de variâncias esteve presente, empregou-se a técnica ANOVA para verificar se houve ou não diferença estatística entre os valores do módulo de Young obtidos com os quatro posicionamentos do transdutor sobre a pele destes voluntários. Quando os dados não apresentaram distribuição normal e/ou não apresentaram homogeneidade de variâncias, aplicou-se o teste não paramétrico de Kruskal-Wallis. Após a utilização do teste de Kruskal-Wallis resultar em diferença estatística, o teste de comparações múltiplas de Dunn foi aplicado com intuito de identificar, tanto na pele sem quanto com estria, os pares dos posicionamentos do transdutor (TIS-TLM, TIS-TSM, TIS-TSL, TLM-TSM, TLM-TSL e TSM-TSL) que apresentaram diferença estatística (Figura 34).

CAPÍTULO 5

5 RESULTADOS

5.1 Etapa I. Ultrassom de alta resolução

5.1.1 Voluntários

Participaram desta etapa cinco mulheres e cinco homens com idade média de $30,90 \pm 4,84$ anos. A Tabela 2 mostra os dados dos voluntários (V) e as regiões da pele normal e com estrias que foram avaliadas nesta fase do estudo. Durante a coleta das imagens, a temperatura e umidade do ar foram em média de $27,01 \pm 0,56$ °C e 56 ± 2 %, respectivamente.

Tabela 2. Características dos voluntários (V) submetidos ao questionário Dermato-funcional na fase I. IMC indica índice de massa corporal. Fonte: tabela realizada pela autora.

V	Sexo	Idade	IMC	Tipo de Pele	Hidratação da pele	Pele SEA	Pele CEA
1	M	29	28,29	Tipo II	mista	braço	Prox.axila
2	F	34	21,45	Tipo III	oleosa	lateral coxa	Quadril
3	F	33	29,03	Tipo III	seca	Posterior coxa	Glúteo
4	M	31	24,90	Tipo III	oleosa	lateral coxa	Quadril
5	F	27	20,88	Tipo III	seca	Posterior coxa	Glúteo
6	F	27	22,89	Tipo II	mista	lateral coxa	Quadril
7	M	24	27,51	Tipo III	oleosa	lateral coxa	Quadril
8	M	29	26,29	Tipo II	mista	lateral coxa	Quadril
9	F	41	21,56	Tipo III	seca	lateral coxa	Quadril
10	M	34	24,44	Tipo III	mista	Quadrado lombar	Coluna dorsal

Pela Tabela 2 pode-se evidenciar que as estrias acometeram igualmente ambos os sexos. Foram predominantes bilateralmente em todos os indivíduos, sendo o quadril (QD), o local mais acometido com 60 % dos casos, seguido pelo glúteo (GL) em 20 % dos participantes, coluna dorsal (CD) e a porção medial do braço (PMB) com 10 % dos

casos para ambas as regiões. O valor médio do IMC dos voluntários foi de $24,93 \pm 4,76 \text{ kg m}^{-2}$. Em 70 % dos participantes, o tipo de pele com maior frequência foi a do tipo III e quando a hidratação foi questionada, a pele mista esteve presente em 40 % dos entrevistados. Estes resultados foram estimados a partir do questionário de Dermatofuncional (Apêndice II) aplicado nestes voluntários.

5.1.2 Imagens de ultrassom 2D

A Figura 36 mostra imagens de US das camadas da pele normal de distintas regiões corporais, à esquerda, com a frequência de 20 MHz e, à direita, com 30 MHz.

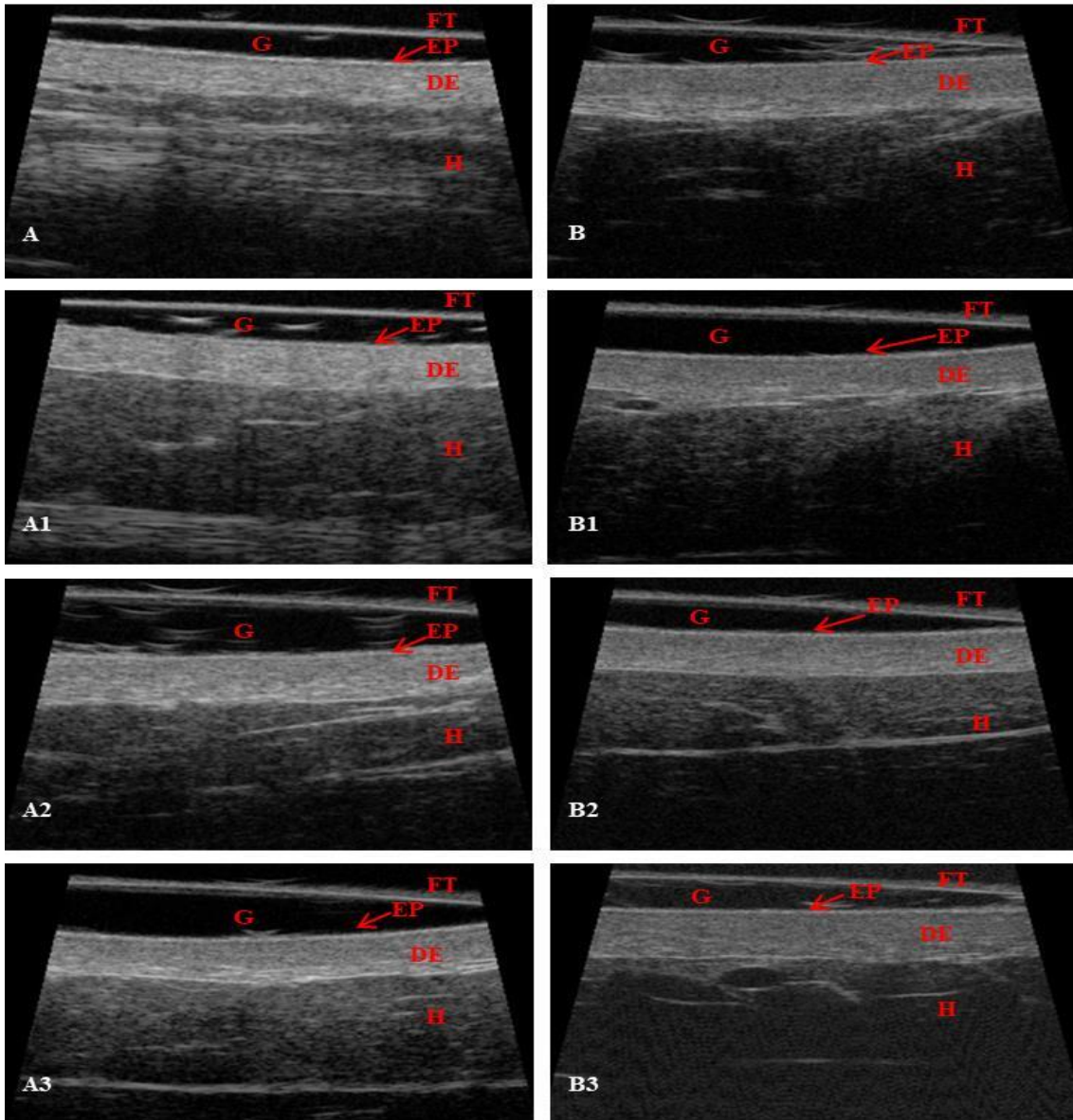


Figura 36. Imagens transversais das camadas cutâneas sem estria em distintas regiões corporais com o USAR operando na frequência de 20 MHz (A-A3) e 30 MHz (B-B3). FT, G, EP, DE e H correspondem à face do transdutor, gel, epiderme, derme e hipoderme, respectivamente. Fonte: imagem realizada pela autora.

Nota-se na Figura 36 que, com as duas frequências, foi possível distinguir entre as três camadas da cútis. Na pele normal, a DE apresenta-se com aspecto homogêneo, com bordas uniformes e íntegras. No entanto, a DE na pele sem estria exhibe variações anatômicas quanto à sua geometria e espessura. Esta variabilidade fisiológica foi constatada ao longo de toda extensão desta camada durante a mensuração de suas espessuras nas imagens ultrassônicas obtidas em mesma região corporal, de mesmo

indivíduo e à mesma frequência. Estes achados foram ratificados na análise estatística e serão apresentados posteriormente.

No estudo ecogênico, na pele normal, a EP caracteriza-se por uma linha uniforme e hiperecótica, com menor espessura, seguida pela DE que apresenta-se como uma faixa hiperecótica e a hipoderme (H) como uma imagem hipocótica com zonas hiperecóticas no seu interior devido à presença de tecido fibroso, sendo a mais espessa de todas as camadas. No entanto, no presente trabalho pode-se observar nas imagens ultrassônicas do tecido tegumentar normal localizado próximo à região com estrias a presença de zonas hipocóticas (Figura 37) na derme, sem estria, de alguns voluntários, indicando possível lesão, portanto, estas regiões não puderam ser usadas como referência de pele normal.

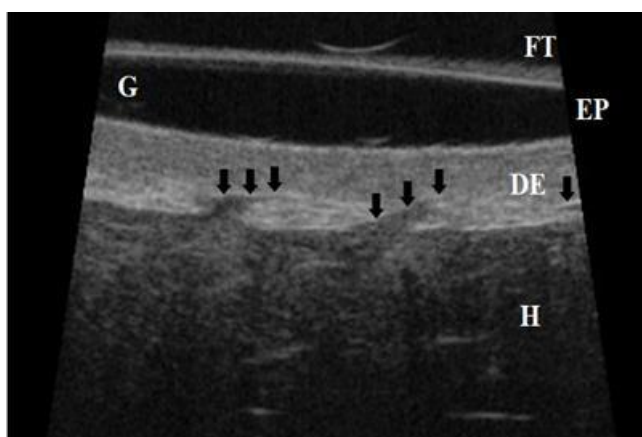


Figura 37. Imagem ultrassônica do tecido normal localizado próximo à pele da região glútea com estrias, em uma mulher, com a frequência de 30 MHz. As setas pretas indicam a presença das zonas hipocóticas na DE. As siglas FT, G, EP, DE e H indicam, respectivamente, a face do transdutor, gel de acoplamento, epiderme, derme e hipoderme. Fonte: imagem realizada pela autora.

As Figuras seguintes (38-41) apresentam imagens de US da pele com estria de distintas regiões corporais com a frequência de 20 MHz (Figuras 38 e 39) e de 30 MHz (Figuras 40 e 41). Nas imagens ultrassonográficas, na região estriada, observa-se nas Figuras 38(A-H) e 39(I-P) que também é possível visualizar as três camadas da pele com a frequência de 20 MHz.

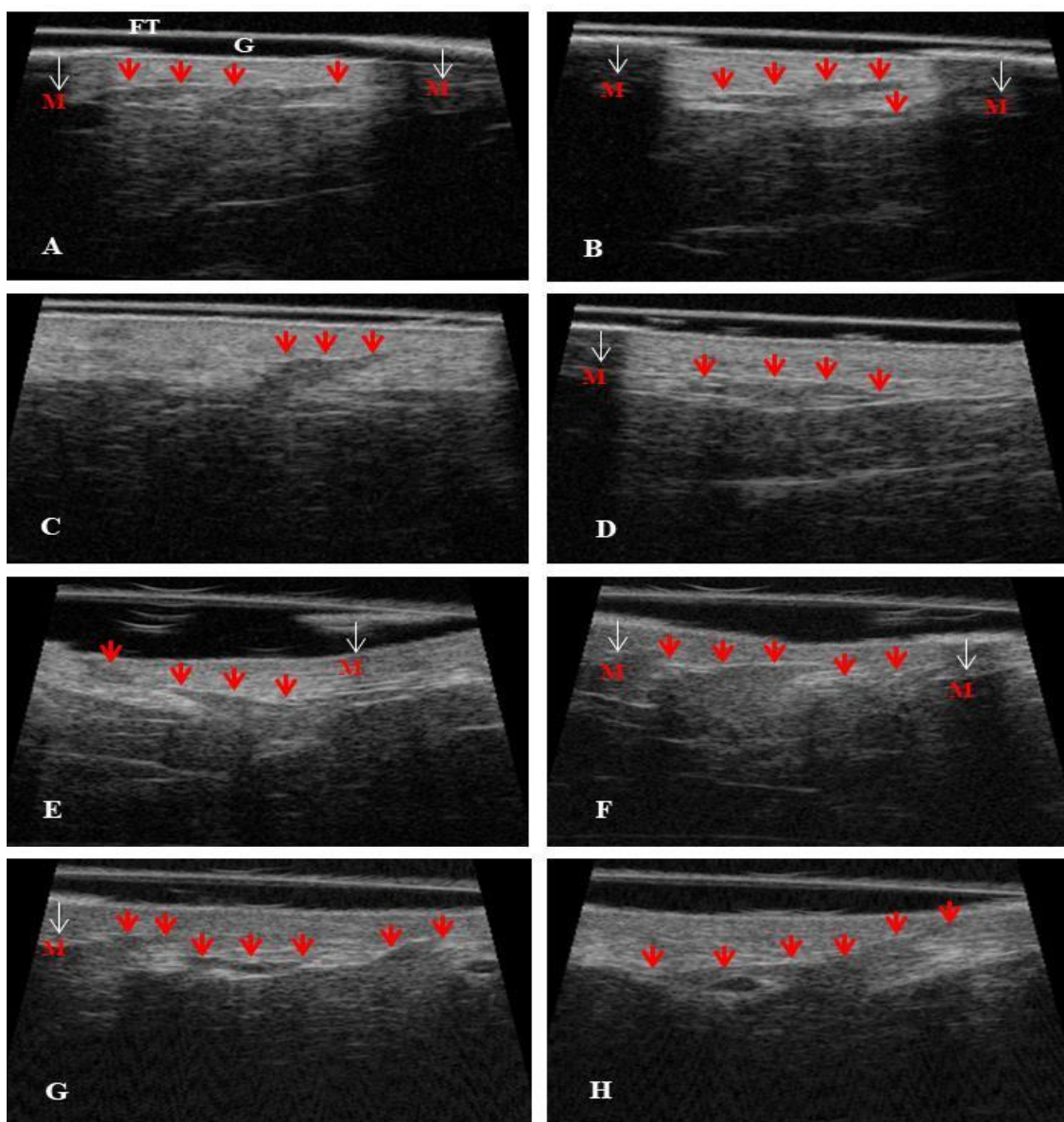


Figura 38. Imagens transversais das camadas da pele com estrias de distintas partes do corpo com o USAR trabalhando a frequência de 20 MHz. As setas em vermelho apontam presença de lesões dérmicas pela presença destas dermatoses. Os marcadores colocados sobre a pele do voluntário são representados pela letra M. As siglas FT, G, EP, DE, H, indicam, respectivamente, face do transdutor, gel, epiderme, derme e hipoderme. Fonte: imagem realizada pela autora.

A Figura 39(I-P) também apresenta imagens das camadas da pele e seus aspectos ecogênicos com o ultrassom trabalhando a frequência de 20 MHz.

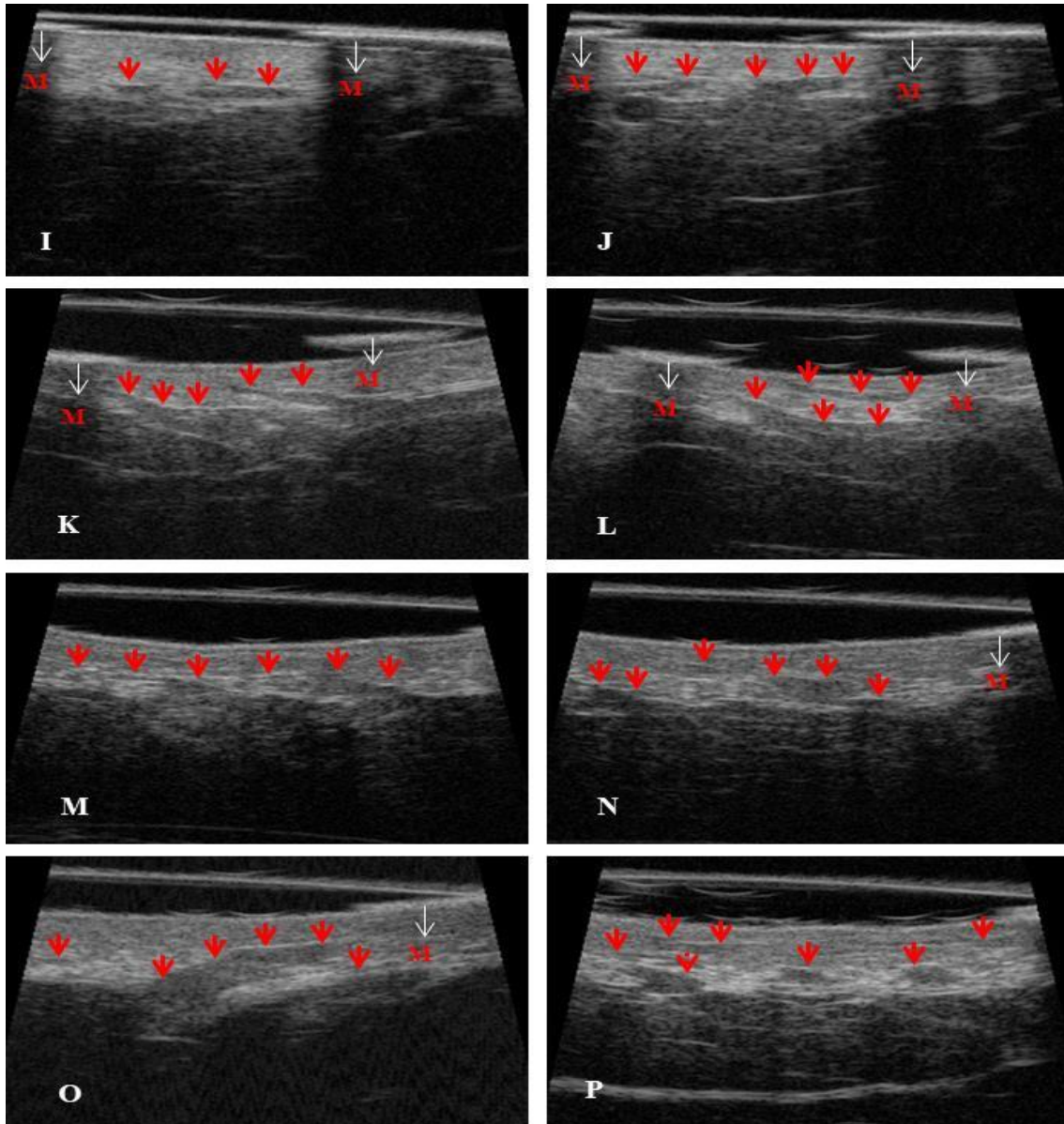


Figura 39. Imagens transversais das camadas da pele com estria com a frequência de 20 MHz. Lesões cutâneas são vistas na derme estriada e são indicadas por setas em vermelho. A letra M corresponde aos marcadores colocados sobre a superfície da pele dos indivíduos. Fonte: imagem realizada pela autora.

As três camadas do tecido cutâneo estriado e as lesões dérmicas também estão bem definidas nas imagens ultrassônicas obtidas com a frequência de 30 MHz como mostram as Figuras 40 e 41. Os padrões de ecogenicidade das camadas com estria com a frequência de 30 MHz são similares aos encontrados com 20 MHz.

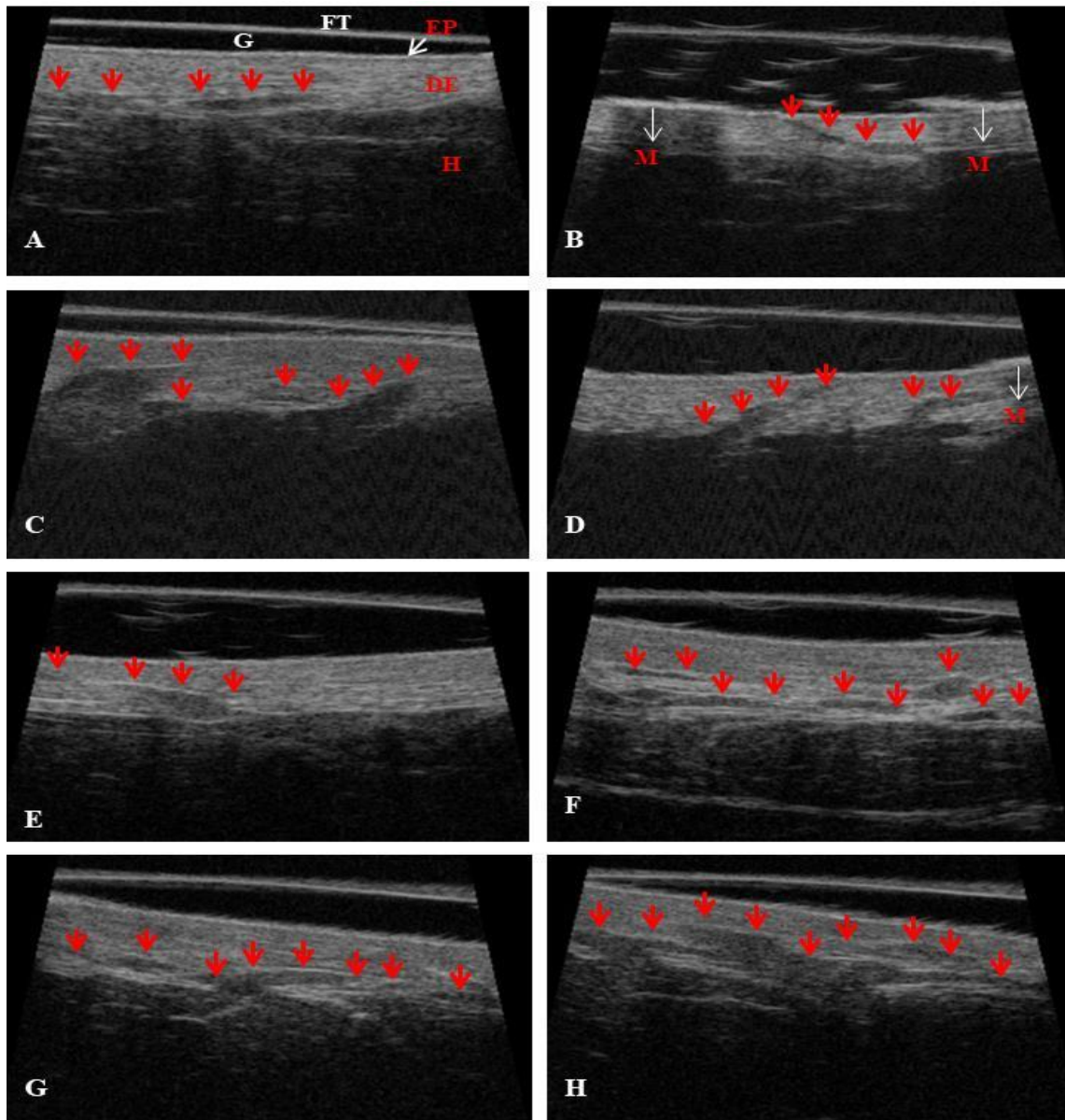


Figura 40. Imagens transversais da pele de distintas regiões do corpo com estria com o USAR operando na frequência de 30 MHz. As setas na cor vermelha mostram as lesões dérmicas devido à presença de estrias. FT, G, EP, DE, H indicam, respectivamente, face do transdutor, gel, epiderme, derme e hipoderme. A letra M representa os marcadores colocados sobre a pele do voluntário. Fonte: imagem realizada pela autora.

A Figura 41(I-P) também apresenta imagens de US da pele estriada adquiridas com a frequência de 30 MHz.

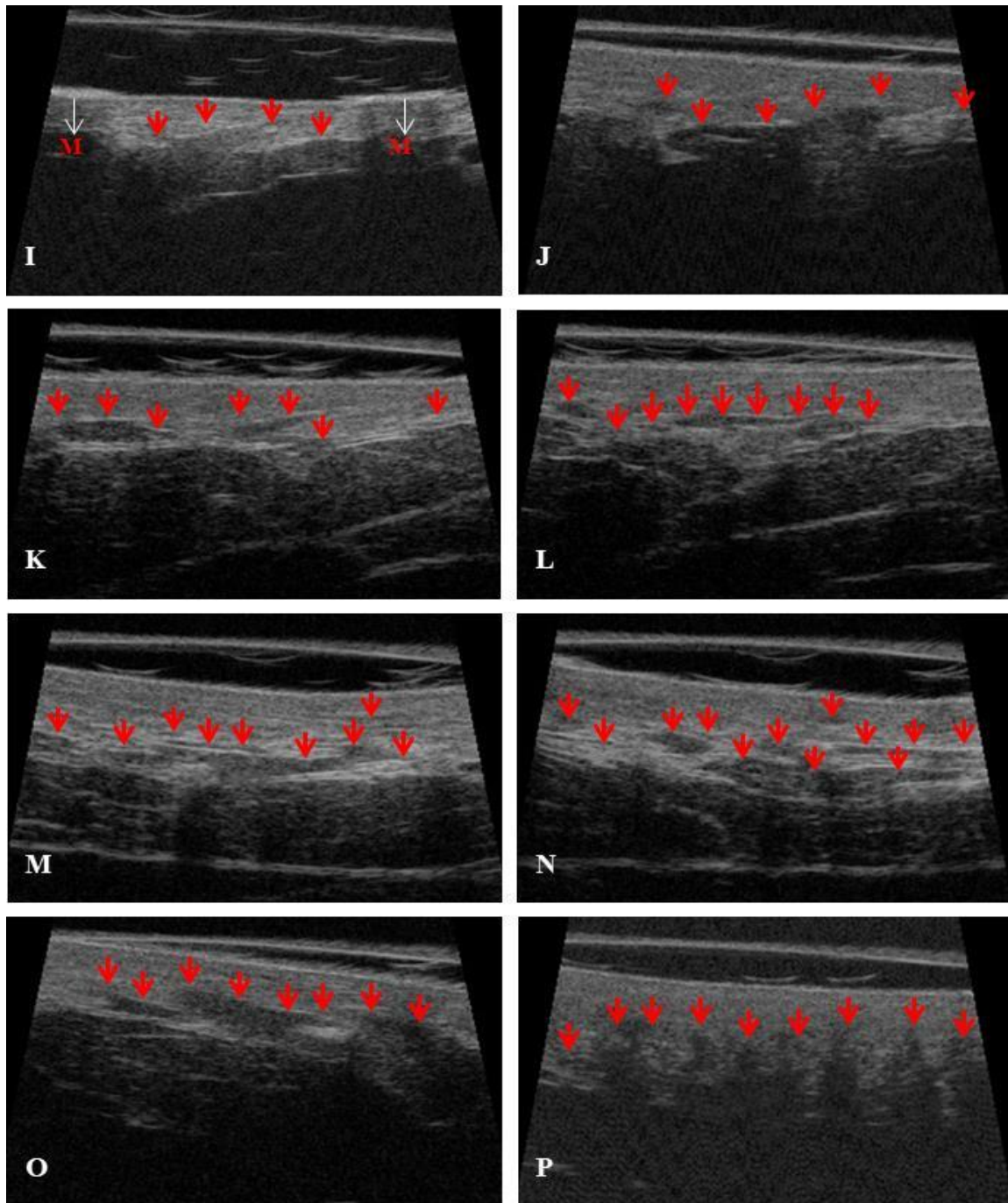


Figura 41. Imagens transversais da pele de distintas partes corporais com estria obtidas com a frequência de 30 MHz. As setas em vermelho indicam lesões dérmicas pela presença de estrias. A letra M são os marcadores que foram colocados sobre a cútis do participante. Fonte: imagem realizada pela autora.

As Figuras 38-41 mostram, nas imagens de US com as duas frequências, que na pele estriada há o atrofiamento da DE e suas bordas são irregulares e estão parcialmente

ou totalmente rompidas. Além disso, nas regiões com estrias (Figuras 38-41), são visualizadas zonas hipoecóicas devido à lesão das fibras de colágeno e elastina provocada pela presença destas afecções, sugerindo possíveis invaginações de tecido adiposo hipodérmico que penetra para o interior da derme. As lesões cutâneas podem estar localizadas profundamente ou mais superficiais na DE, próximas à EP podendo ou não levar à sua ruptura.

5.1.3 Análise dos dados

Os locais onde as estrias foram formadas, mostradas nas Figuras 38-41, aparecem como áreas pobres de eco, distribuídas em partes ou ao longo de toda a extensão da DE e variam quanto à forma, tamanho e quantidade. As LD analisadas no trabalho apresentaram em média $1,11 \pm 1,83$ mm de espessura e $3,85 \pm 1,68$ mm de comprimento. Valores mínimos e máximos de espessura variaram de 0,67 a 1,37 mm e de comprimento de 3,59 a 4,06 mm, respectivamente. Os valores médios (Vm), desvios-padrão (DP) e coeficientes de variação (CV) das espessuras dos oito grupos das camadas, por voluntário estão resumidos na Tabela 3.

Tabela 3. Valores médios (Vm, em mm), desvios-padrão (DP) e coeficientes de variação (CV, em %) das espessuras para cada subgrupo dos oito grupos (EPSE2, EPSE3, EPCE2, EPCE3, DESE2, DESE3, DECE2 e DECE3). As siglas N, EP, DE, SE e CE representam, respectivamente, o número de voluntários (V), epiderme, derme, sem estrias e com estrias. Fonte: tabela realizada pela autora.

N		EPSE2	EPSE3	EPCE2	EPCE3	DESE2	DESE3	DECE2	DECE3
V1	Vm	0,07	0,07	0,10	0,10	1,34	1,44	0,85	0,72
	DP	0,02	0,02	0,02	0,03	0,06	0,05	0,29	0,11
	CV	24,90	26,30	22,10	26,00	4,50	3,70	34,00	15,70
V2	Vm	0,17	0,15	0,15	0,16	1,14	1,12	0,35	0,91
	DP	0,04	0,03	0,03	0,04	0,07	0,07	0,08	0,32
	CV	21,90	22,20	20,10	22,40	5,70	5,90	24,20	35,30
V3	Vm	0,14	0,11	0,12	0,10	1,07	1,10	1,10	0,95
	DP	0,03	0,04	0,02	0,03	0,04	0,04	0,34	0,27
	CV	19,90	36,10	17,30	27,40	3,70	3,20	30,70	27,90
V4	Vm	0,13	0,11	0,13	0,17	1,13	1,12	0,70	1,00
	DP	0,02	0,04	0,03	0,03	0,08	0,06	0,28	0,16
	CV	14,00	31,40	20,40	16,60	7,10	5,20	40,20	15,80
V5	Vm	0,11	0,15	0,10	0,10	1,15	1,05	0,84	0,81
	DP	0,02	0,04	0,02	0,03	0,07	0,06	0,32	0,31
	CV	18,70	23,80	17,20	31,90	6,20	5,80	37,80	37,90
V6	Vm	0,11	0,12	0,12	0,11	1,65	1,62	0,84	0,41
	DP	0,03	0,03	0,03	0,03	0,09	0,05	0,30	0,25
	CV	24,90	24,20	24,10	24,20	5,30	3,20	36,20	60,50
V7	Vm	0,13	0,12	0,10	0,10	1,26	1,37	1,33	1,19
	DP	0,03	0,03	0,03	0,03	0,06	0,06	0,37	0,25
	CV	25,00	22,00	29,40	29,70	4,90	4,60	27,40	21,00
V8	Vm	0,12	0,08	0,11	0,10	1,28	1,26	0,87	0,98
	DP	0,02	0,02	0,03	0,02	0,07	0,08	0,37	0,33
	CV	16,90	25,00	26,50	22,00	5,30	6,00	42,40	33,90
V9	Vm	0,10	0,10	0,11	0,07	1,26	1,08	1,04	1,10
	DP	0,02	0,02	0,03	0,02	0,08	0,07	0,29	0,20
	CV	24,30	22,10	28,00	26,30	6,40	6,90	27,90	18,20
V10	Vm	0,12	0,12	0,08	0,10	1,60	1,60	1,32	1,26
	DP	0,03	0,02	0,02	0,02	0,10	0,06	0,65	0,33
	CV	28,00	20,00	25,00	24,30	6,00	3,80	49,50	26,00

As espessuras da DE e da EP, por voluntário e para cada subgrupo de imagens, foram medidas 20 vezes, por frequência utilizada. Na pele normal, a espessura da EP variou de 0,07 mm a 0,17 mm, enquanto a da DE foi de 1,05 mm a 1,65 mm. Na pele com estria, os mesmos valores de espessura foram obtidos para a EP, no entanto, a DE estriada apresentou valores entre 0,35 mm e 1,33 mm de espessura (Tabela 3). Valores médios de espessura da EP sem e com estria foram $0,12 \pm 0,03$ mm e $0,11 \pm 0,02$ mm, respectivamente. Na DE sem e com estria, as espessuras foram, nesta ordem, $1,28 \pm 0,20$ mm e $0,93 \pm 0,26$ mm de espessura. Na Tabela 3, associada à Tabela 2, pode-se observar que os menores valores de espessura (0,07 mm) foram obtidos tanto na epiderme normal no antebraço de um voluntário do sexo masculino, quanto na EP com estrias no quadril de uma voluntária. Valores menores de espessura da derme normal foram obtidos na porção posterior da coxa de uma participante (1,05 mm) e na DE com estrias foi encontrado no glúteo de outra voluntária (0,35 mm).

Em relação à espessura da pele (epiderme e derme) de acordo com o sexo dos voluntários (Tabela 4) mostraram que a espessura cutânea foi, em média, maior no sexo feminino ($1,47 \pm 0,27$ mm) à 20 MHz ou ($1,40 \pm 0,28$ mm) à 30 MHz que no masculino ($1,34 \pm 0,11$ mm) à 20 MHz ou ($1,35 \pm 0,15$ mm) à 30 MHz, no entanto, o teste de Mann-Whitney mostrou que não houve diferença estatística ($p > 0,05$) entre as espessuras dos dois sexos para os grupos da EPSE2, EPCE2, EPCE3, DESE2 e DESE.

A Tabela 4. Média e o desvio-padrão (DP) para cada grupo (sexo) formado por 20 valores de espessura da derme (DE) ou epiderme (EP), os quais foram obtidos com transdutor ultrassônico operando em 20 ou 30 MHz (representadas pelos números 2 ou 3, nesta ordem) em regiões sem (lateral coxa) e com estria (quadril). Sendo que o sexo masculino (M) é formado pelos dados dos voluntários V4, V7 e V8. O sexo feminino (F) é formado pelos dados dos voluntários V2, V6 e V9. As siglas SE e CE, indicam sem e com estria, respectivamente. Fonte: tabela realizada pela autora.

Sexo	Espessura (mm)	Epiderme				Derme			
		SE2	SE3	CE2	CE3	SE2	SE3	CE2	CE3
M	Média	0,12	0,10	0,11	0,12	1,22	1,25	0,97	1,06
	DP	0,02	0,03	0,03	0,04	0,09	0,12	0,43	0,27
F	Média	0,12	0,12	0,13	0,11	1,35	1,28	0,74	0,81
	DP	0,04	0,03	0,04	0,04	0,23	0,25	0,38	0,39
Valor-p		0,43	<0,05	0,06	0,20	0,04	0,30	<0,05	<0,05

Quando a espessura da DE foi analisada em relação à idade (os dados da Tabela 3 associados à Tabela 2), foi mais espessa entre as mulheres, em uma voluntária de 27 anos (1,65 mm) e mais fina em outra de 33 anos (1,07 mm). No homem, essa condição foi vista com valor máximo de espessura (1,60 mm) na idade de 34 anos e com valor mínimo em outro rapaz de 31 anos (1,12 mm).

As Figuras de 42-46 (Apêndice III) apresentam os gráficos das médias e desvios-padrão das espessuras da EP e DE dos 10 voluntários (V) obtidos a partir dos dados das 04 imagens (Tabela 3). Os resultados da esquerda foram obtidos com a frequência do equipamento configurado para operar em 20 MHz e os da direita foram obtidos com a frequência de 30 MHz. Os gráficos superiores representam a espessura da EP e os inferiores da DE. A pele sem estria é representada pela cor azul e a com estria, pela vermelha.

Os achados dos gráficos no Apêndice III (Figuras 42-46), para maioria dos resultados, apontam desvios padrões mais elevados na pele com estria do que no tecido normal. Tanto na pele sem estria quanto na estriada, a variação dos valores de espessura da DE em relação à média de todos voluntários foi maior do que a da EP. As espessuras das regiões sem estria nas duas camadas, em ambas as frequências, sugerem uma distribuição mais uniforme dos dados quando comparadas às regiões com estria. No entanto, oscilações dos valores de espessura foram mais expressivos, vistas nas duas frequências, nas camadas dérmicas com estria quando comparadas com a da EP. Uma tendência de menores espessuras é vista nas camadas (epiderme e derme) com estria. Isto porque o sistema tegumentar com estas dermatoses encontra-se atrofiado devido à lesão das fibras colágenas e elásticas, acometendo em maior grau o tecido dérmico. Os dados encontrados nas Figuras 42-46 (Apêndice III) apontam que a DE sem estria foi mais espessa que a DE com estria para todos os indivíduos com a frequência de 30 MHz. Esse resultado não foi similar para a frequência de 20 MHz, pois a DE com estria do voluntário 7 (Figura 45) apresentou-se mais espessa do que a DE sem estria. Este achado permite ratificar que a frequência de 30 MHz oferece melhores resoluções para quantificar as espessuras da DE, *in vivo*, que com 20 MHz.

5.1.4 Análise estatística

5.1.4.1 Dados da amostra

Considerando os dados dos 10 voluntários, o teste de Shapiro-Wilk indicou que 31 grupos (38,75 %) dos 80 grupos (oito grupos por voluntário) apresentaram subgrupos com distribuição normal ($p > 0,05$). Além disso, observou-se que 36 grupos (90 %) dos grupos relacionados à epiderme (EPSE2, EPSE3, EPCE2 e EPCE3) não apresentaram a distribuição normal ($p < 0,05$). As exceções foram os grupos EPCE3 dos indivíduos V2, V4 e V5 e o grupo EPSE2 do participante V3. Notou-se também que apenas 3 grupos (15 %) dos grupos relacionados à derme com estria (DECE2 e DECE3) não apresentaram diferença estatística (DECE3 dos voluntários 4 e 5, e DECE2 do voluntário 1).

A Tabela 5 apresenta os resultados do teste de Levene aplicado em cada grupo com 20 medições de espessura (ver Figura 24) que apresentaram distribuição normal (38,75 %) para verificar a homogeneidade de variâncias.

Tabela 5. Resultado do teste de Levene para comparar a variabilidade encontrada entre as camadas da epiderme e derme sem e com estria dérmica (para cada grupo com 20 medidas de espessura) dos 10 voluntários a frequência de 20 e 30 MHz. Df significa grau de liberdade e nível de significância $p=0,05$. Fonte: tabela realizada pela autora.

Teste de Homogeneidade de Variância					
Voluntário (V)	Grupos	Teste de Levene	Df 1	Df 2	<i>p</i>
01	DESE2	0,336	3	16	0,800
	DECE3	0,098	3	16	0,960
02	EPSE3	1,375	3	16	0,286
	DECE2	0,592	3	16	0,629
	DECE3	2,199	3	16	0,128
	DESE2	0,874	3	16	0,475
03	EPSE2	0,621	3	16	0,612
	DESE2	1,943	3	16	0,163
	DECE3	4,442	3	16	0,019
04	EPCE3	0,393	3	16	0,760
	DESE2	0,325	3	16	0,807
	DESE3	0,807	3	16	0,509
	DECE2	0,443	3	16	0,726
05	EPCE3	0,313	3	16	0,816
	DESE3	1,492	3	16	0,255
	DECE2	0,087	3	16	0,966
06	DECE2	3,316.	3	16	0,047
	DECE3	0,410	3	16	0,748
07	DESE2	0,301	3	16	0,824
	DESE3	1,186	3	16	0,346
	DECE2	2,928	3	16	0,066
	DECE3	1,231	3	16	0,331
08	DECE2	0,847	3	16	0,488
	DECE3	0,419	3	16	0,742
09	DESE3	0,832	3	16	0,496
	DECE2	2,076	3	16	0,144
	DECE3	1,163	3	16	0,354
10	DESE2	0,299	3	16	0,826
	DESE3	0,063	3	16	0,978
	DECE2	1,024	3	16	0,408
	DECE3	1,327	3	16	0,300

O teste de Levene indicou que, dos 31 grupos (equivalente a 38,75 %), apenas os grupos DECE3 do indivíduo V3 e DECE2 do participante V6 possuíam subgrupos com dados (representados em negrito) que não apresentavam homogeneidade de variâncias ($p < 0,05$) como mostra a Tabela 5. O resultado da aplicação do teste de Kruskal-Wallis ou ANOVA (dados em negrito) para comparar os valores de espessura da epiderme ou derme obtidos das imagens (subgrupos) de um mesmo grupo e de um mesmo voluntário é apresentado na Tabela 6.

Tabela 6. Resultados dos Testes ANOVA (p em negrito) e Kruskal-Wallis sobre as espessuras para cada grupo (comparação de quatro subgrupos, ou seja, quatro imagens).
Fonte: tabela realizada pela autora.

Grupos	Voluntários (V)									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
EPSE2	0,56	0,68	0,91	0,66	0,47	0,18	0,57	0,92	0,86	0,97
EPSE3	0,35	0,20	0,61	0,57	0,86	0,83	0,98	0,98	0,23	0,63
EPCE2	0,23	0,81	0,93	0,74	0,28	0,65	0,70	0,89	0,09	0,85
EPCE3	0,51	0,21	0,96	0,39	0,34	0,72	0,87	0,59	0,91	0,12
DESE2	0,39	0,15	0,69	0,26	0,64	0,42	0,41	0,35	0,12	0,35
DESE3	0,54	<0,05	0,28	0,70	0,23	0,82	0,97	0,59	< 0,05	0,11
DECE2	0,39	0,49	0,61	0,27	0,57	0,78	0,69	0,84	0,84	< 0,05
DECE3	0,83	0,99	0,72	0,97	0,08	0,91	0,77	0,87	0,87	0,99

ANOVA indicou que os 5 valores de espessura da derme obtidos em cada uma das imagens (subgrupos), dos grupos DESE3 e DECE2, dos voluntários 9 e 10 não podem ser agrupados em um novo grupo com 20 valores, pois estes apresentaram diferença estatística ($p < 0,05$). O teste de Kruskal-Wallis mostrou que os dados dos subgrupos pertencentes ao grupo DESE3, do voluntário 2, também não pode ser agrupado, pois esse grupo também apresentou diferença estatística $p < 0,05$ (Tabela 6).

Após o reagrupamento dos dados (cada grupo de imagem com 20 medições), o teste de Shapiro-Wilk foi aplicado e mostrou que 45 grupos (56,25 %) dos 80 grupos não apresentam distribuição normal ($p > 0,05$). Essa totalidade engloba todos os grupos (40 grupos) relacionados à epiderme (EPSE2 EPSE3, EPCE2 e EPCE3 de todos os voluntários). Apenas 5 grupos da derme não apresentaram distribuição normal (DESE3 do voluntário 2, DESE2 e DECE2 do indivíduo 3, DECE3 do participante 4 e DESE2 do voluntário 8).

5.1.4.2 Influência da frequência ultrassônica (20 e 30 MHz)

Os resultados apresentados na Tabela 7 mostram que a espessura medida é muito sensível ($p < 0,05$) à frequência usada para gerar a imagem ultrassônica. Apesar disso, observa-se que esse parâmetro depende do tipo de pele do voluntário, uma vez que os voluntários V1, V6, V7 e V8 apresentaram apenas um grupo com diferença estatística (DESE, DECE, DESE e EPSE), respectivamente.

Tabela 7. Resultados do Teste t-Student (valor p em negrito) e teste de Mann-Whitney (valor p) sobre os valores de espessura e das duas frequências (20 e 30 MHz) para cada grupo. Fonte: tabela realizada pela autora.

Grupos	Voluntários (V)									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
EPSE	0,76	<0,05	<0,05	<0,05	<0,05	0,43	0,15	<0,05	0,32	0,77
EPCE	0,45	0,58	<0,05	<0,05	0,81	0,09	0,67	0,41	<0,05	0,12
DESE	<0,05	-	<0,05	0,63	<0,05	0,30	<0,05	0,67	-	-
DECE	0,14	<0,05	0,17	<0,05	0,76	<0,05	0,39	0,30	<0,05	0,78

Além disso, em 8 grupos (40,00 %) dos voluntários, a medida da espessura epidérmica foi insensível à frequência usada para gerar a imagem ultrassônica, ou seja, não houve estatisticamente ($p > 0,05$) variação das espessuras em 60,00 % dos grupos da EP quando se mudou a frequência do transdutor. Quando o valor de p é $< 0,05$, a média da espessura dos dois grupos comparados (20 e 30 MHz) é significativamente diferente para cada grupo (EPSE, EPCE, DESE e DECE). O símbolo ‘-’ indica que não puderam ser aplicados os testes estatísticos (teste t ou Mann-Whitney) porque não foi possível montar um grupo com 20 valores de espessura pois, quando foi aplicado o teste ANOVA ou Kruskal-Wallis, como exibe a Tabela 6, para comparar as 4 imagens com 5 medidas de espessuras dos grupos de cada voluntário, os grupos DESE3 e DECE2 (voluntários 9 e 10) e DESE3 (voluntário 2) apresentaram diferença estatística ($p < 0,05$).

5.1.4.3 Comparação da espessura em função da presença de estrias

A Tabela 8 mostra que 26 grupos (70,27 %) dos 37 grupos comparados (com e sem estria), para cada frequência, apresentou diferença estatística ($p < 0,05$). Observa-se também que, 7 grupos (80,00 %) dos 9 grupos da DE2 e 7 grupos (90,00 %) dos 8 grupos da DE3, os valores de espessura da derme (DE) foram estatisticamente diferentes ($p < 0,05$).

Tabela 8. Resultado dos testes t-Student (valor p em negrito) e de Mann-Whitney (valor de p) sobre os valores de espessura e sob a presença de estrias para cada grupo. Fonte: tabela realizada pela autora.

Grupo	Voluntário (V)									
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
EP2	<0,05	0,13	<0,05	0,95	0,38	0,15	<0,05	0,30	<0,05	<0,05
EP3	<0,05	0,24	0,15	<0,05	<0,05	0,29	<0,05	<0,05	<0,05	<0,05
DE2	<0,05	<0,05	0,34	<0,05	<0,05	<0,05	0,97	<0,05	<0,05	-
DE3	<0,05	-	0,06	<0,05	<0,05	<0,05	<0,05	<0,05	-	<0,05

É possível notar também que a imagem obtida na frequência de 30 MHz foi mais eficiente na diferenciação entre camadas da EP com e sem estria, pois 5 grupos (50,00 %) e 7 grupos (70,00 %) dos valores de espessura dos grupos EP2 e EP3 (com e sem estria), respectivamente, foram estatisticamente diferentes ($p < 0,05$), como exibe a Tabela 8. O símbolo ‘-’ indica que não puderam ser aplicados os testes estatísticos (teste t e Mann-Whitney) porque não foi possível montar um grupo com 20 valores de espessura como explica a Tabela 6.

5.2 Etapa II. Elastografia

5.2.1 Voluntários

Participaram desta fase sete mulheres e quatro homens com idade média de $29,08 \pm 6,56$ anos. A região mais afetada por estria foi o quadril (81,82 %), seguida pelo glúteo (18,18 %). Foram predominantes bilateralmente em todos os indivíduos. Durante

a coleta das imagens, a temperatura e umidade do ar permaneceram em média de $22,25 \pm 1,38$ °C e $49,56 \pm 3,58$ %, respectivamente. A Tabela 9 mostra os dados dos voluntários (V) e as regiões da pele normal e com estrias que foram avaliadas nesta fase do estudo.

Tabela 9. Características dos voluntários (V) submetidos ao questionário Dermatofuncional na fase II. IMC indica índice de massa corporal. Fonte: tabela realizada pela autora.

V	Sexo	Idade	IMC (kg m⁻²)	Tipo de Pele	Hidratação da pele	Pele SEA	Pele CEA
1	M	35	29,05	III	seca	Glúteo E	Glúteo E
2	H	30	21,22	IV	Oleosa	Glúteo D	Glúteo D
3	M	26	22,27	III	Seca	Quadril D	Quadril D
4	M	31	21,63	I	Oleosa	Quadril E	Quadril E
5	H	36	24,28	III	Oleosa	Quadril E	Quadril E
6	H	26	30,23	III	Oleosa	Quadril D	Quadril D
7	M	26	19,49	IV	Seca	Quadril D	Quadril D
8	M	20	21,23	II	Oleosa	Quadril D	Quadril D
9	M	30	28,73	IV	Seca	Quadril D	Quadril D
10	H	22	23,39	IV	Oleosa	Quadril D	Quadril D
11	M	43	21,56	III	Seca	Quadril D	Quadril D

Pela Tabela 9, pode-se evidenciar que o valor médio do IMC dos voluntários foi de $23,92 \pm 3,71$ kgm⁻². Pela classificação de Fitzpatrick (ver questionário, Apêndice II), em 45,45 % dos participantes, o tipo de pele com maior incidência foi a do tipo III, seguido por 36,36 % pelo tipo IV e 9,09 % para o tipo I e para o tipo II. Quando a hidratação foi questionada, a pele oleosa esteve presente em 54,55 % dos entrevistados e a seca em 45,45 % dos voluntários.

5.2.2. Elastogramas

Foi obtido um total de 88 imagens elastográficas da derme (DE), sendo 04 imagens da camada sem estria e 04 com estria, nas distintas posições (A, B, C e D) por indivíduo. As Figuras 47-50 apresentam as imagens elastográficas da DE com os valores médios (Vm em kPa), desvios-padrão (DP) e coeficientes de variação (CV em %) do módulo de elasticidade (E1-E10) da pele sem estrias (A) e com estrias (B) de

alguns participantes, nas distintas posições do transdutor (A, B, C e D) e são mostrados nas Tabelas 10-17 (Apêndice IV). A Figura 47 mostra os elastogramas da DE, com estria, à esquerda (A-A2) e da pele normal, à direita (B-B2), com o transdutor na posição IS com a frequência de 20 MHz da voluntária V9 na região do quadril.

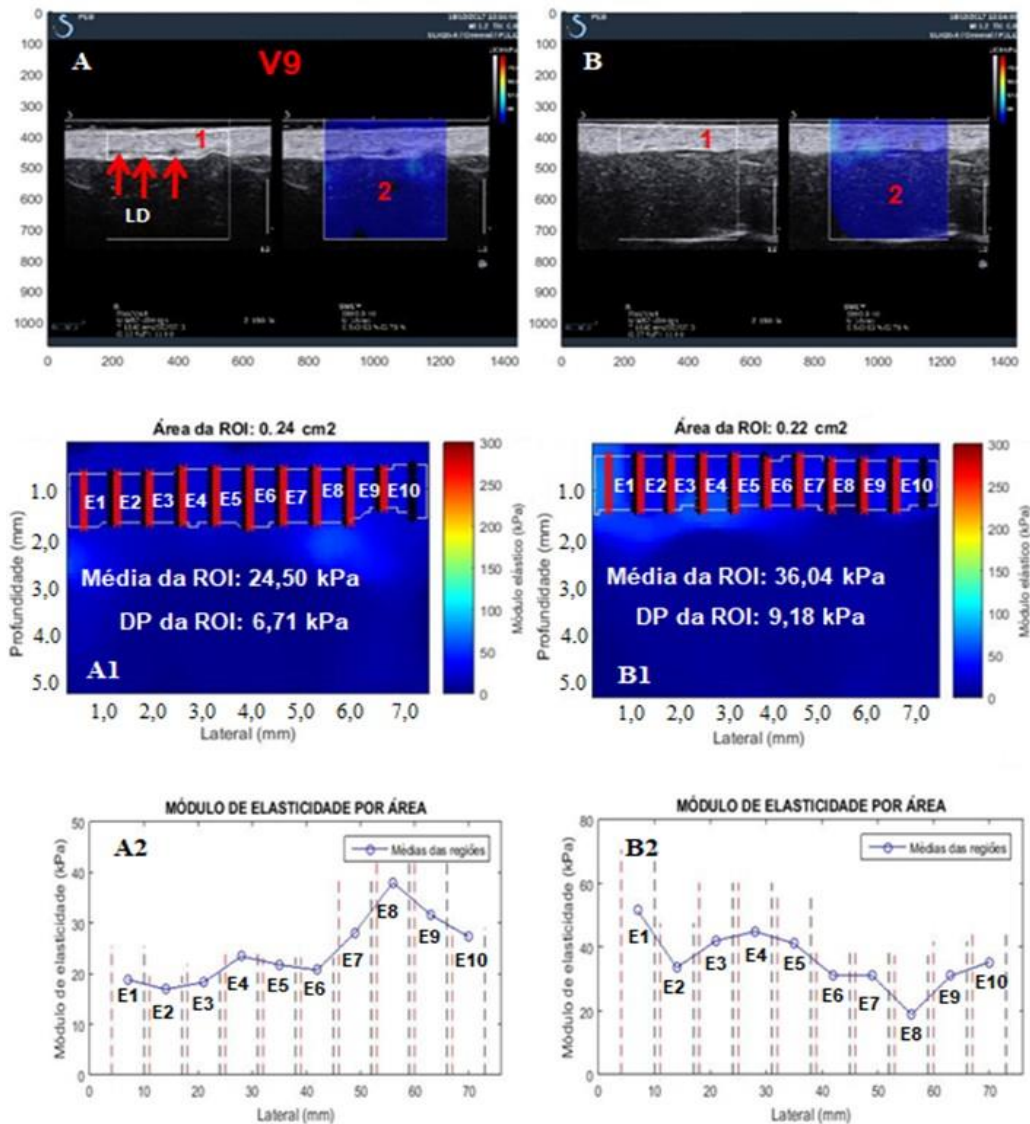


Figura 47. Imagens elastográficas da camada dérmica, estriada (47A) e sem estria (47B) com o transdutor na posição IS operando na frequência de 20 MHz, de uma mulher na região do quadril. A letra E (1-10) representa os valores médios da elasticidade da região por área. Os números 1 e 2 indicam o *Q-box* na ROI e mapa de elasticidade, nesta ordem. As setas em vermelho indicam a presença de lesão dérmica (LD) na região cutânea com estria. Fonte: imagem realizada pela autora.

Nas imagens elastográficas (Figura 47) da voluntária V9, o valor do módulo de Young no tecido sem estria foi entre 18,82 kPa e 51,57 kPa (Tabela 10) enquanto que, na pele com estria variou de 16,95 kPa à 38,02 kPa (Tabela 11) , com valores médios de (E) para pele sem estria e com estria de 36,04 \pm 9,18 kPa (Tabela 10) e 24,50 \pm 6,71 kPa (Tabela 11), respectivamente. Pode-se observar também nas Figuras 47(A1 e B1) que houve uma tendência de redução da espessura da DE sem estria, apresentando uma área menor (0,22 cm²), quando comparada com a área com estria (0,24 cm²). Além disso, foi observado que o comportamento dos valores de (E) da pele com estria (Figura 47A2) foram menores, especialmente, de E1 a E5, região em que há lesão da DE . A Figura 48 mostra os elastogramas da DE, com estria, à esquerda (A-A2) e na pele normal, à direita (B-B2), com o transdutor na posição B (LM) com a frequência de 20 MHz, do voluntário V6 na região do quadril.

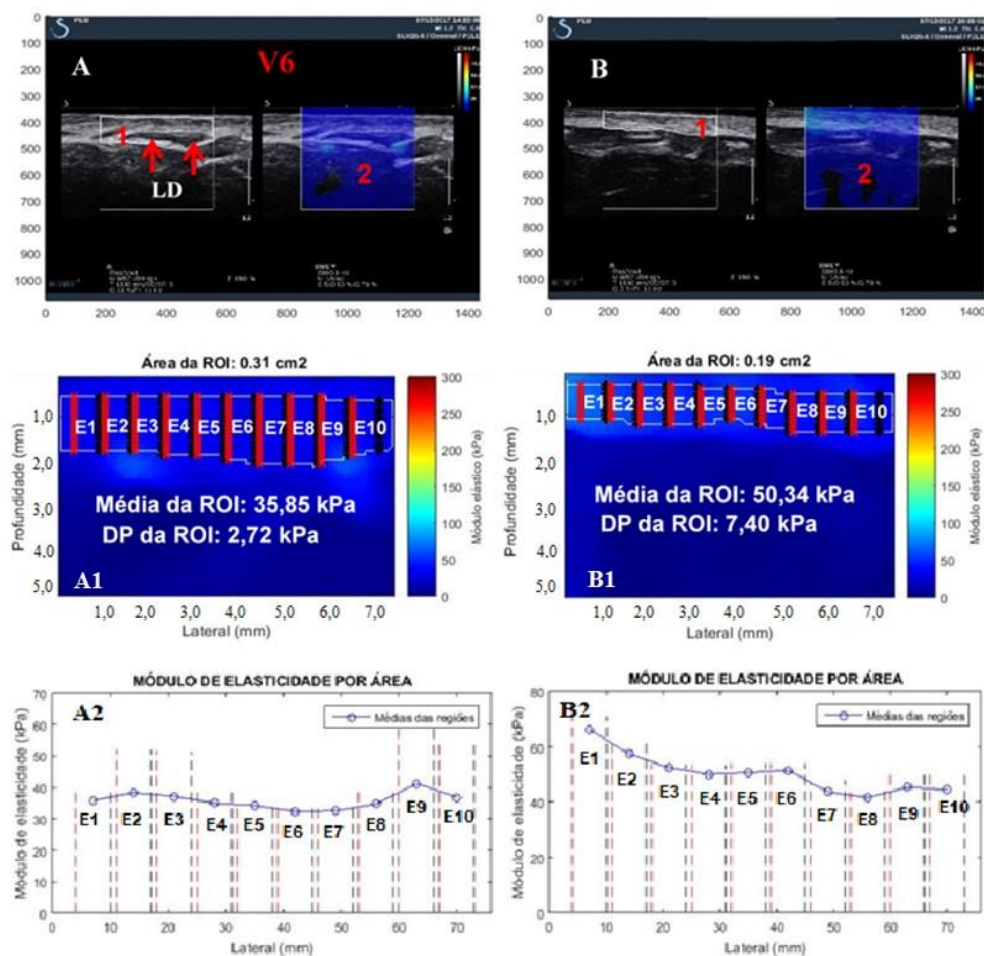


Figura 48. Elastogramas da derme, com estria (48A) e sem estria (48B) com o transdutor na posição LM com frequência de 20 MHz, de um homem na região do quadril. Os achados de E (1-10) representam os valores médios da elasticidade da região por área. Os números 1 e 2 indicam o *Q-box* na ROI e mapa de elasticidade, respectivamente. As setas em vermelho indicam a presença de lesão dérmica (LD) na região cutânea com estria. Fonte: imagem realizada pela autora.

Nas imagens elastográficas (Figura 48), o valor do módulo de elasticidade da cútis, do indivíduo V6, no tecido sem estria foi entre 41,56 kPa e 66,30 kPa (Tabela 12) e com estria compreendeu entre 32,34 kPa e 41,30 kPa (Tabela 13), com valores médios de (*E*) para pele sem estria e com estria de 50,34 ± 7,40 kPa (Tabela 12) e 35,85 ± 2,72 kPa (Tabela 13), respectivamente. Pode-se observar também, na Figura 48(A1 e B1), que houve uma tendência de redução da espessura da DE sem estria, apresentando uma área menor (0,19 cm²), quando comparada com a com estria (0,31 cm²). Além disso, foi observado que o comportamento dos valores de (*E*) da pele

com estria (Figura 48A2) apresentou uma distribuição mais uniforme dos dados, quando comparado com a pele sem estria (Figura 48B2). A Figura 49 apresenta as imagens elastográficas da derme, com estria, à esquerda (A-A2), e da pele normal, à direita (B-B2), com o transdutor na posição C (SM) com a frequência de 20 MHz da voluntária V1 na região do glúteo.

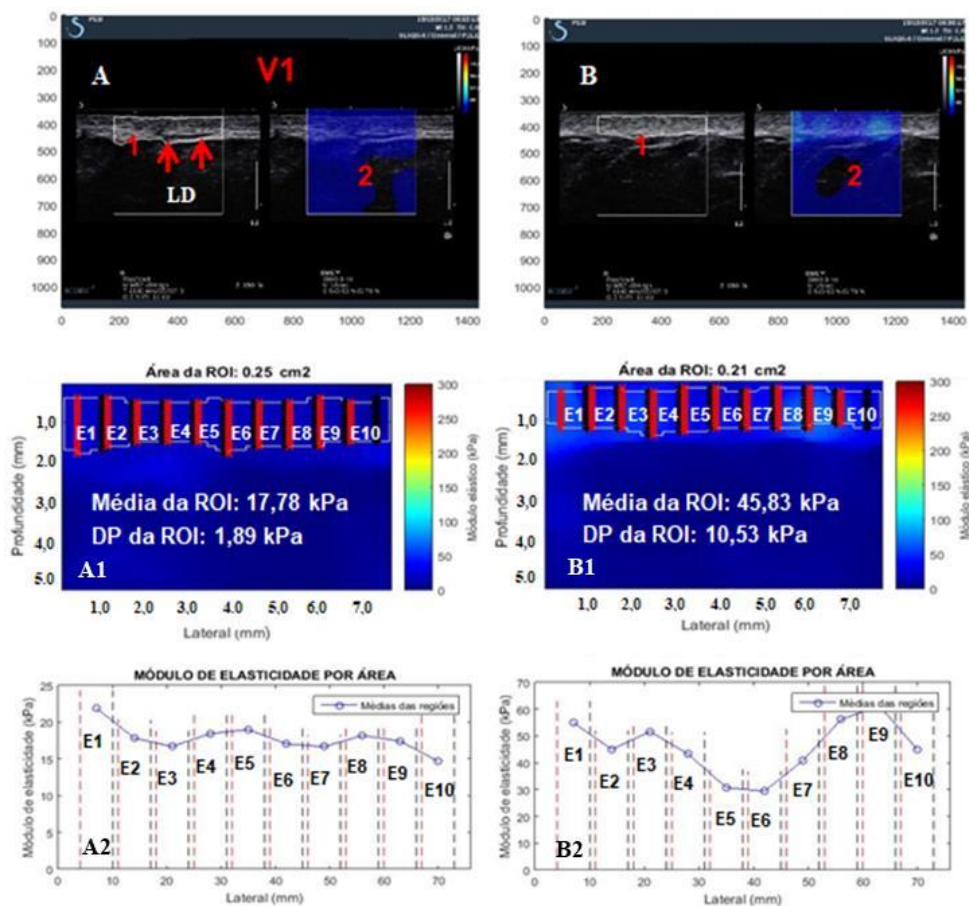


Figura 49. Imagens elastográficas do tecido dérmico, com estria (49A) e sem estria (49B) com o transdutor (T) na posição SM com frequência de 20 MHz, de uma mulher (V1) na região do glúteo. A letra E (1-10) representa os valores médios da elasticidade da área da ROI por subárea. Os números 1 e 2 indicam o *Q-box* na ROI e mapa de elasticidade, respectivamente. As setas em vermelho indicam a presença de lesão dérmica (LD) na região cutânea com estria. Fonte: imagem realizada pela autora.

Nos elastogramas (Figura 49), o valor do módulo de elasticidade do tecido dérmico, da participante V1, na DE sem estria foi entre 29,39 kPa e 61,30 kPa (Tabela 14) e com estria compreendeu entre 14,64 kPa e 21,94 kPa (Tabela 15), com valores

médios de (E) para pele sem estria e com estria de $45,83 \pm 10,53$ kPa (Tabela 14) e $17,78 \pm 1,89$ kPa (Tabela 15), respectivamente.

Pode-se observar também na Figura 49(A1 e B1) que houve uma tendência de redução da espessura da derme sem estria, apresentando uma área menor ($0,21 \text{ cm}^2$), quando comparada com a com estria ($0,25 \text{ cm}^2$). Além disso, foi observado que o comportamento dos valores de (E) da pele com estria (Figura 49A2) apresentou uma distribuição mais uniforme dos dados quando comparado com a pele sem estria (Figura 49B2). A Figura 50 mostra os elastogramas da DE, com estria, à esquerda (A-A2) e da pele normal, à direita (B-B2), com o transdutor na posição D (SL) com a frequência de 20 MHz, da participante V4 na região do quadril.

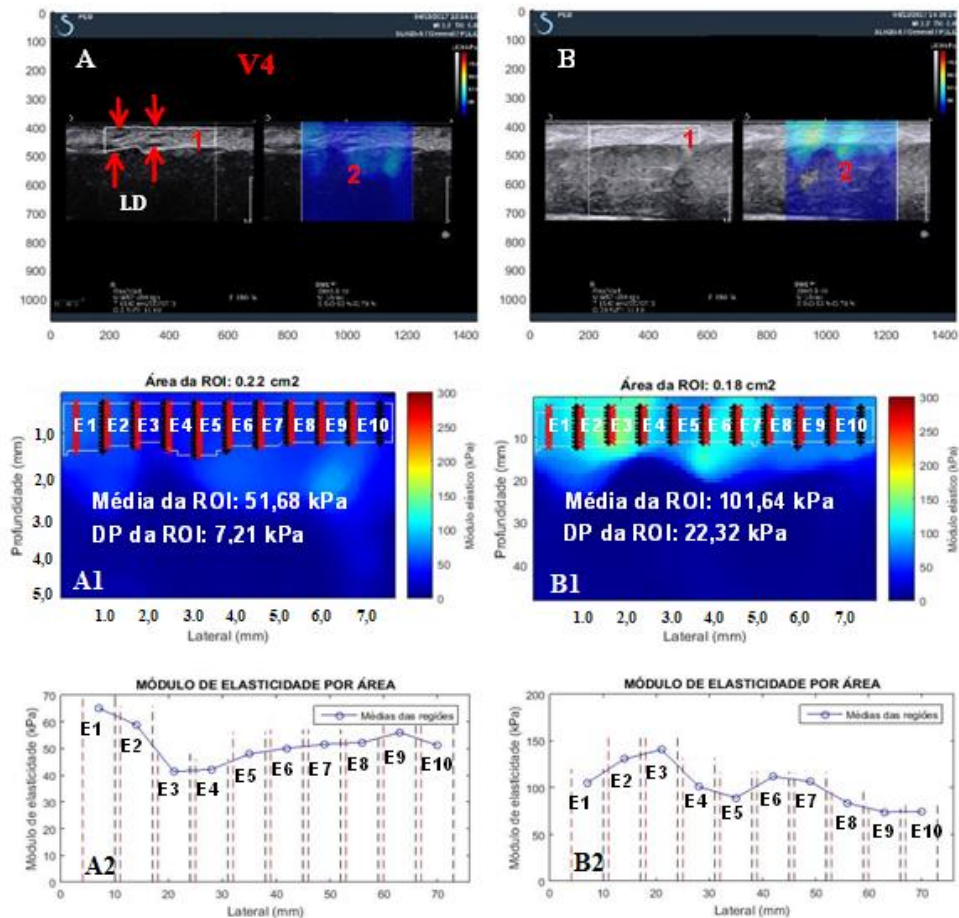


Figura 50. Elastogramas da camada dérmica, com estria (50A) e sem estria (50B) com o transdutor (T) na posição SL usando a frequência de 20 MHz na pele de uma mulher (V4) na região do quadril. A letra E (1-10) representa os valores médios da elasticidade da região por área. Os números 1 e 2 indicam o Q-box na ROI e mapa de elasticidade, nesta ordem. As setas em vermelho indicam a presença de lesão dérmica (LD) na região cutânea com estria. Fonte: imagem realizada pela autora.

No elastograma da pele (Figura 50) sem estrias da participante V4 teve o valor do módulo de elasticidade do tecido dérmico variando de 83,57 kPa à 140,45 kPa (Tabela 16) e na região com estrias de 41,33 kPa à 65,23 kPa (Tabela 17). O transdutor posicionado na direção SL resultou em valores médios de (*E*) para DE sem estria e com estria foram $51,68 \pm 7,21$ kPa (Tabela 16) e $101,64 \pm 22,32$ kPa (Tabela 17), respectivamente (Figura 50). Pode-se observar também na Figura 50(A1 e B1) que houve uma tendência de redução da espessura da DE sem estria em que apresentou uma área menor ($0,18 \text{ cm}^2$), quando comparada com a com estria ($0,22 \text{ cm}^2$). Além disso, foi observado que o comportamento dos valores de (*E*) da pele com estria (Figura 49A2)

apresentou uma menor variação dos dados que os da derme sem estria (Figura 49B2). Os gráficos das Figuras 47-50(A2) apresentaram valores de E (1-10) com distribuição mais uniforme dos dados na pele com estria do que os da Figura 47-50(B2) que representam a pele normal. Estes achados indicam que a pele estriada tem uma maior capacidade de deformar e retornar à sua forma original que a pele sem estria.

Os gráficos das Figuras (51-57) apresentam os resultados dos valores mínimos, máximos e médios de E , dos 11 voluntários, da região sem estria e com estria em relação à posição do transdutor, sexo e idade dos voluntários e estão disponíveis nas Tabelas 10-17 (Apêndice IV). A Figura 51, os gráficos representam os achados dos valores de E exibidos nas Tabelas 10-17 na derme normal e com estria nas distintas posições do transdutor sobre a pele.

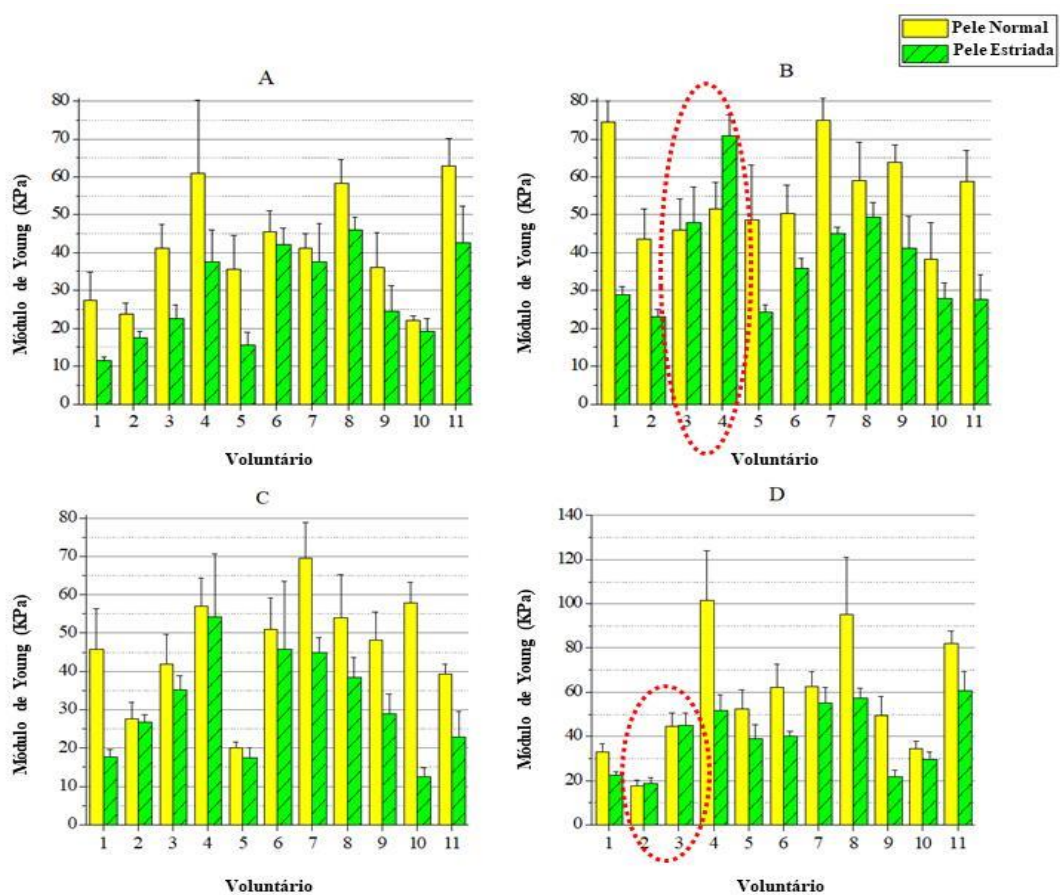


Figura 51. Média do módulo de Young da pele normal (em amarelo) e com estria (em verde). As colunas representam a média do módulo de Young e as barras verticais, o desvio padrão. Os valores destes parâmetros foram estimados a partir do transdutor nas posições: Inferosuperior (A), lateromedial (B), súperomedial (C) e súperolateral (D).

Para a maioria dos voluntários (Figura 51), pode-se observar que o tecido dérmico sem estria apresentou uma maior rigidez tecidual independentemente da posição do transdutor (A, B, C e D). Apenas os voluntários 2 (posição D), V3 (posição B e D) e V4 (posição B) mostraram resultados contrários (maior rigidez na pele estriada), quando o transdutor esteve nestas posições (destacados com o círculo na cor vermelha). Em geral, na pele sem estria, os valores médios de E corresponderam a $41,37 \pm 14,39$ kPa (posição A); $55,40 \pm 12,04$ kPa (direção B); $46,55 \pm 14,05$ kPa (orientação C) e $57,72 \pm 26,49$ kPa (posição D). Na derme com estria, esses valores foram iguais à $28,81 \pm 12,54$ kPa (posição A); $38,33 \pm 14,36$ kPa (direção B); $31,39 \pm 13,47$ kPa (orientação C) e $40,15 \pm 12,26$ kPa (posição D)

5.2.3 Análise estatística

5.2.3.1 Comparações gerais: pele sem e com estrias

A Tabela 18 exibe a razão entre o módulo de Young de regiões com e sem estria, então quanto menor for este parâmetro, melhor é a acurácia da técnica para detectar lesões dérmicas provocadas pela presença de estrias.

Tabela 18. Razão entre os valores do módulo de Young de regiões com (E_c) e sem estria (E_s), para cada posicionamento do transdutor sobre a pele. As letras V, A, B, C e D indicam o número de voluntários e as posições: ínferosuperior (A), lateromedial (B), súperomedial (C) e súperolateral (D), respectivamente. Fonte: tabela realizada pela autora.

E_c/E_s				
V	A	B	C	D
1	0,42	0,39	0,39	0,69
2	0,74	0,53	0,97	1,07
3	0,54	1,04	0,84	1,02
4	0,62	1,37	0,95	0,51
5	0,44	0,50	0,86	0,74
6	0,93	0,71	0,90	0,64
7	0,91	0,60	0,65	0,88
8	0,79	0,83	0,71	0,60
9	0,68	0,65	0,60	0,44
10	0,87	0,73	0,22	0,85
11	0,68	0,47	0,59	0,74

Valores menores que 0,5 indicam que a razão entre E de regiões com e sem estria são maiores que o dobro do módulo de Young do tecido com estria. Valores superiores a 1,0 indicam falha na medição do módulo de Young (valores em negrito na Tabela 18) e valores próximos a 1 sinalizam que os valores de rigidez são bem próximos. A Tabela 19 exhibe a diferença entre média dos valores do módulo de Young obtidos de imagens de regiões sem e com estria ($V_m E_s - V_m E_c$), para cada posicionamento do *probe* sobre a pele do voluntário.

Tabela 19. Diferença entre os valores médios (Vm) da rigidez obtidos de regiões com e sem estria, para cada subgrupo (A, B, C e D). Transdutor posicionado na pele, ínferosuperior (A), lateromedial (B), súperomedial (C) e súperolateral (D). Fonte: tabela realizada pela autora.

V	A	B	C	D
1	16,1 [#]	45,7 [#]	28,0 [#]	10,3 [*]
2	6,3 [*]	20,4 [#]	0,8	-1,2
3	18,8 [#]	-2,0	6,6 [*]	-0,7
4	23,3 [#]	-19,1 [*]	2,8	50,0 [#]
5	19,9 [*]	24,3 [#]	2,7 [#]	13,6 [*]
6	3,3	14,5 [*]	5,0	22,4 [#]
7	3,8	30,0 [#]	24,6 [#]	7,4 [*]
8	12,3 [#]	9,8 [*]	15,4 [#]	37,9 [#]
9	11,5 [*]	22,6 [#]	19,2 [*]	27,6 [#]
10	2,9	10,4 [*]	45,3 [#]	5,0 [*]
11	20,0 [*]	31,2 [*]	16,2 [#]	21,1 [#]

Os subíndices * e # sinalizam que os testes de Mann-Whitney e t-Student, respectivamente, resultaram em diferença estatística significativa ($p < 0,05$) entre os valores do módulo de Young de regiões com e sem estria. Pode-se observar na Tabela 19 que 35 dos pares (79,50 %) comparados (regiões com e sem estrias) apresentaram diferença estatística significativa ($p < 0,05$). A Tabela 20 apresenta o coeficiente de variação do módulo de Young para todos os subgrupos de regiões com e sem estrias.

Tabela 20. Coeficiente de Variação (%) obtidos em cada posicionamento do transdutor sobre a pele sem e com estria. A, B, C e D representam as posições, Inferosuperior, lateromedial, súperomedial e súperolateral, nesta ordem. Fonte: tabela realizada pela autora.

		V1	V2	V3	V4	V5	V6	V7	V8	V9	V10	V11
Região sem estria	A	26,8	12,3	15,0	32,1	25,2	12,2	9,2	11,0	25,5	5,5	11,9
	B	7,5	18,5	18,1	13,5	29,5	14,7	7,7	17,1	7,3	25,5	13,7
	C	23,0	15,7	18,6	12,6	7,3	16,3	13,5	21,1	15,5	9,2	7,1
	D	11,8	16,1	13,9	22,0	16,4	16,8	10,4	27,0	17,7	10,1	6,8
Região com estria	A	8,2	10,2	16,8	22,3	21,0	10,0	27,2	7,5	27,4	17,6	22,5
	B	7,9	8,0	19,5	7,9	7,9	7,6	4,0	8,2	20,9	14,1	23,3
	C	10,7	7,6	10,5	30,2	15,6	38,3	9,0	13,1	18,1	18,9	28,6
	D	6,2	14,0	12,2	14,0	16,3	6,0	12,6	7,6	12,7	12,1	13,8

As maiores taxas de variação (em negrito) foram encontradas nas regiões do quadril com estria para voluntária V4 (30,00 %) e para o voluntário V6 (38,00 %) com o transdutor na posição C. Na região sem estria esse valor foi maior nas regiões do quadril para a voluntária V4 (32,00 %) na posição A e para o voluntário V5 (29,00 %) na posição B.

5.2.3.2 Posicionamentos do transdutor sobre a pele

A Figura 52 exibe a média (coluna) e o desvio padrão (barra vertical) dos valores do módulo de Young de pele normal (superior) e com estrias (inferior) em função do posicionamento do cabeçote do ultrassom sobre a pele, para todos os voluntários e os dados são exibidos nas Tabelas (10-17), do apêndice IV.

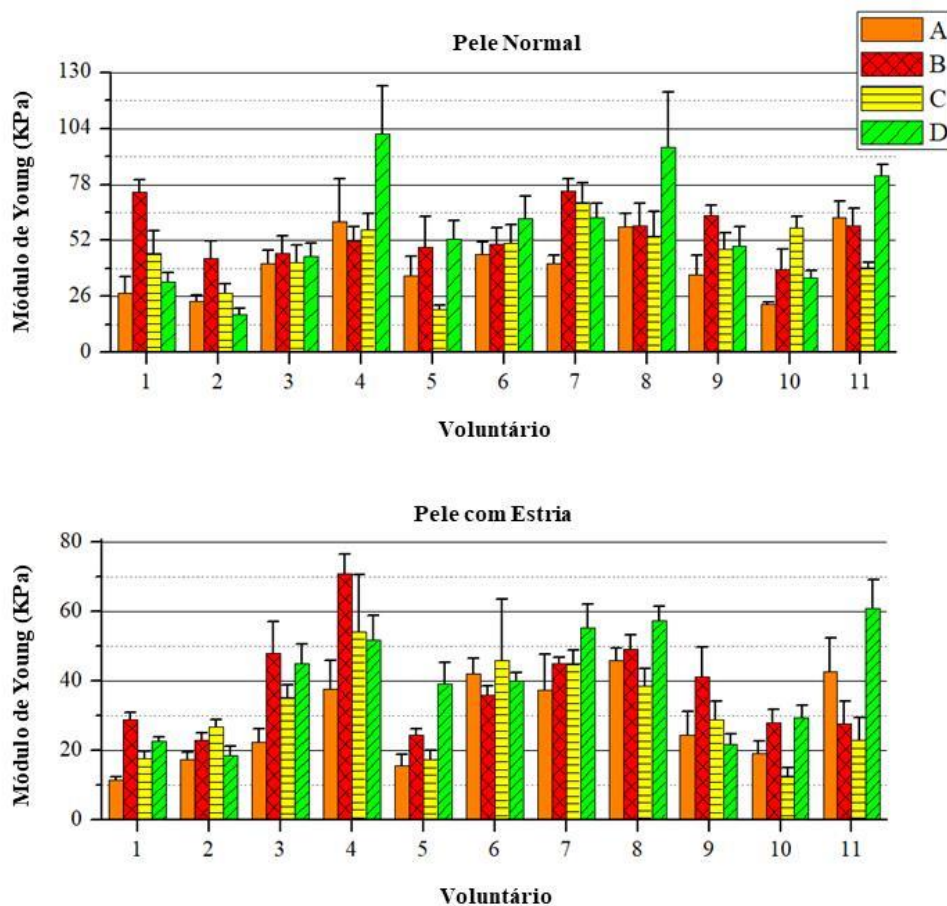


Figura 52. Média do módulo de Young da pele normal e com estria de onze voluntários. As colunas representam a média do módulo de Young e as barras verticais, o desvio padrão. Os valores destes parâmetros foram estimados com o transdutor posicionado súperoinferior (A), lateromedial (B), súperomedial (C) e súperolateral (D).

A Figura 52 permite a comparação da rigidez obtida em cada voluntário, em função da posição do transdutor sobre a pele. Os valores de E foram diferentes nas 04 direções tanto na pele sem estria quanto na com estria. O módulo de elasticidade na pele sem estria (17,49 kPa à 101,64 kPa), como visto na Tabela 16, foi maior quando comparado com a estriada (11,47 kPa à 70,78 kPa), como exibem as Tabelas 11 e 13, respectivamente. Sendo que os valores máximos de E na derme normal e com estria foram adquiridos na região do quadril de uma mulher com 31anos (voluntária 4) nas posições D (101,64 kPa) e B (70,78 kPa), nesta ordem.

Com o objetivo de verificar se os valores da rigidez medidos em quatro posicionamentos distintos do transdutor sobre a pele eram estatisticamente diferentes, o teste de Kruskal-Wallis ou ANOVA (♦) foi aplicado nos dados obtidos em regiões com e sem estria (Tabela 21).

Tabela 21. Resultado do teste Kruskal-Wallis ou ANOVA (♦) aplicado nos dados obtidos em regiões com e sem estria em 4 diferentes posicionamentos do transdutor sobre a pele de onze voluntários (V). Fonte: tabela realizada pela autora.

		V1	V2	V3	V4	V5	V6	V7	V8	V9	V10	V11
Região sem estria	Teste	29,40	31,70	22,98	20,74	27,99	17,60	27,68	17,16	21,60	32,31	32,16
	valor <i>p</i>	<0,05	<0,05	<0,05	<0,05	<0,05	<0,05	<0,05	<0,05	<0,05	<0,05*	<0,05
Região com estria	Teste	184,96	40,31	31,28	24,56	32,74	9,24	17,82	33,45	24,27	54,72	30,28
	valor <i>p</i>	<0,05*	<0,05*	<0,05	<0,05	<0,05	<0,05	<0,05	<0,05	<0,05*	<0,05	<0,05*

Pode-se observar na Tabela 21 que 100,00 % dos subgrupos comparados apresentaram diferença estatística significativa, tanto em regiões sem estria quanto em regiões com estria. As Tabelas 22 e 23 exibem a diferença entre a média dos valores de rigidez obtidos a partir dos pares de posicionamentos do transdutor sobre o glúteo e quadril dos voluntários, respectivamente.

Tabela 22. Diferença entre a média dos valores de rigidez dos pares de posicionamentos do transdutor sobre o glúteo de voluntários (V) e o resultado dos testes de comparações múltiplas de Dunn (*) e Tukey HSD (®). A, B, C e D representam as posições, Inferosuperior, lateromedial, súperomedial e súperolateral, nesta ordem. Fonte: tabela realizada pela autora.

V	Pares Comparados		
	Pele normal	Pele estriada	
1	A-B	-46,9*	-17,3®
	A-C	-18,3*	-6,3®
	A-D	-5,3	-11,1®
	B-C	28,6*	11,0®
	B-D	41,6*	6,2®
	C-D	13,0	-4,8®
2	A-B	-19,7*	11,0®
	A-C	-3,8	6,2®
	A-D	6,3*	13,7
	B-C	15,9*	-4,8®
	B-D	26,0*	2,7®
	C-D	10,1*	7,4®

Os subíndices* e ® indicam que a aplicação do teste de comparações múltiplas de Dunn ou de Tukey HSD (*Honestly Significant Difference*) nos valores do módulo de Young de regiões sem e com estria resultou em diferença estatística ($p < 0,05$). Nota-se na Tabela 22 que 20 (83,30 %) dos pares comparados apresentaram diferença estatística ($p < 0,05$), ou seja, em geral o posicionamento do transdutor sobre o glúteo dos voluntários pode interferir nos resultados. É possível observar na Tabela 22 que, em 3 (25,00 %) pares, das vezes que foram mensurados os valores de *E*, não houve diferença estatística ($p > 0,05$) entre os subgrupos comparados, quando as posições A e D estavam presentes. No entanto, quando os valores de *E* foram mensurados na posição B, 100,00 % dos casos apresentaram diferença estatística ($p < 0,05$) entre os subgrupos comparados.

Tabela 23. Diferença entre a média dos valores de rigidez dos pares de posicionamentos do transdutor sobre o quadril de voluntários (V) e o resultado dos testes de comparações múltiplas de Dunn (*) e Tukey HSD (Ⓢ). A, B, C e D representam as posições, Inferosuperior, lateromedial, súperomedial e súperolateral, nesta ordem. Fonte: tabela realizada pela autora.

V	Pares Comparados	Normal Skin	Striae
3	A-B	-4,6*	-25,4
	A-C	-0,6*	-12,7*
	A-D	-3,2*	-22,6*
	B-C	4,0	12,7*
	B-D	1,4	2,8*
	C-D	-2,6	-9,9
4	A-B	9,2	-33,2*
	A-C	3,8	-16,7*
	A-D	-40,8*	-14,1*
	B-C	-5,4	16,5*
	B-D	-50,0*	19,1*
	C-D	-44,6*	2,6
5	A-B	-13,2	-8,7*
	A-C	15,3*	-1,8
	A-D	-17,0*	-23,3*
	B-C	28,5*	6,9*
	B-D	-3,9	-14,6*
	C-D	-32,4*	-21,6*
6	A-B	-4,8	6,4*
	A-C	-5,3	-3,7
	A-D	-16,7*	2,3
	B-C	-0,5	-10,0
	B-D	-11,9*	-4,1*
	C-D	-11,4*	6,0
7	A-B	-33,7*	-7,4
	A-C	-28,2*	-7,4
	A-D	-21,4*	-17,7*
	B-C	5,5	0,1
	B-D	12,4*	-10,3*
	C-D	6,9	-10,4*

8	A-B	-0,8	-3,3
	A-C	4,3	7,5 [§]
	A-D	-37,0 [*]	-11,3 [§]
	B-C	5,1	10,7 [§]
	B-D	-36,2 [*]	-8,0 [§]
	C-D	-41,3 [*]	-18,8 [§]
9	A-B	-27,7 [§]	-16,6 [*]
	A-C	-12,1 [§]	-4,4
	A-D	-13,4 [§]	2,6
	B-C	15,7 [§]	12,2 [*]
	B-D	14,3 [§]	19,3 [*]
	C-D	-1,3	7,1
10	A-B	-16,1 [*]	-8,7 [§]
	A-C	-35,7 [*]	6,7 [§]
	A-D	-12,2 [*]	-10,1 [§]
	B-C	-19,6 [*]	15,3 [§]
	B-D	3,9	-1,5
	C-D	23,5 [*]	-16,8 [§]
11	A-B	3,9	15,1 [*]
	A-C	23,5 [*]	19,7 [*]
	A-D	-19,2 [*]	-18,1
	B-C	19,6 [*]	4,7
	B-D	-23,1 [*]	-33,2 [*]
	C-D	-42,7 [*]	-37,9 [*]

Os subíndices^{*} e [§] indicam que a aplicação do teste de comparações múltiplas de Dunn ou de Tukey HSD (*Honestly Significant Difference*) nos valores do módulo de Young de regiões sem e com estria resultou em diferença estatística ($p < 0,05$). Quando a região do quadril foi avaliada (Tabela 23), observou-se que houve uma redução da influência do posicionamento do cabeçote do ultrassom para 71 (65,70 %) dos subgrupos comparados. É possível observar na Tabela 23 que, em 40 (37,04 %) das vezes que foram mensurados os valores de *E*, houve diferença estatística entre os subgrupos comparados, quando a posição D esteve presente. No entanto, quando os valores de *E* foram mensurados na posição C, 22 (20,37 %) dos casos não apresentaram diferença estatística ($p < 0,05$) entre os subgrupos comparados.

5.2.3.3 Comparação da elasticidade do glúteo

A Figura 53 exibe a média e o desvio-padrão da rigidez da pele extraída de imagens do glúteo de um homem (voluntário 2) e uma mulher (voluntária 1) com 30 e 35 anos de idade, respectivamente. Esses dados foram agrupados em função do posicionamento do transdutor sobre a pele do voluntário.

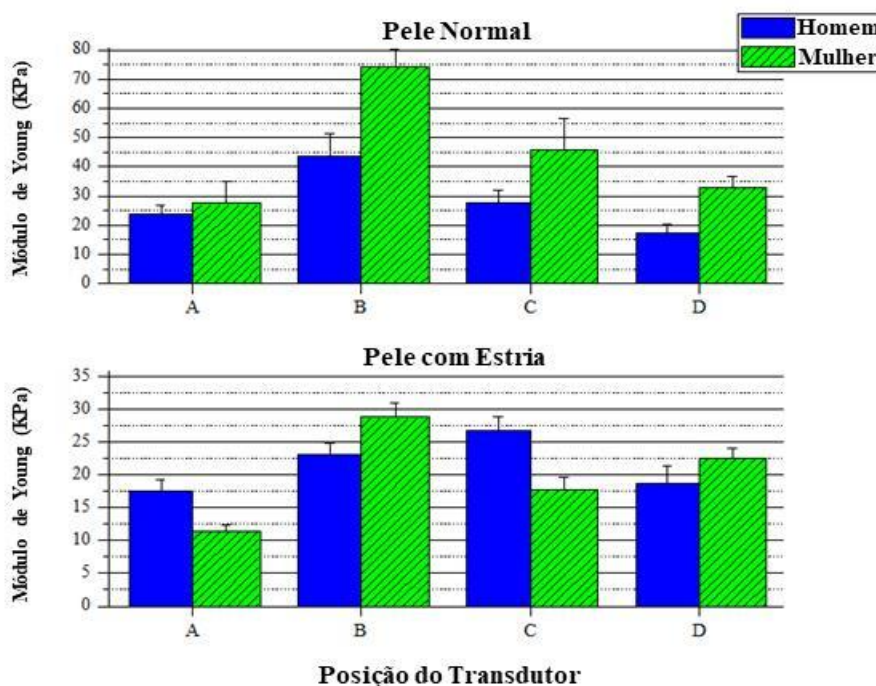


Figura 53. Média (colunas) e desvio padrão (barras verticais) da rigidez do glúteo sem (superior) e com (inferior) estria, de um homem com 30 anos e uma mulher de 35 anos e em função do posicionamento do transdutor.

Observam-se na Figura 53 que, na pele sem estria, para todas as posições do transdutor, os valores do módulo de elasticidade foram maiores na mulher de 35 anos. Em ambos os sexos, nota-se que houve uma tendência de redução da rigidez da DE com estria em relação ao tecido cutâneo normal. Nos gráficos acima, na mulher (voluntária 1), o valor do módulo de Young da pele sem estria variou de 27,53 kPa (Tabela 10) à 74,43 kPa (Tabela 12), enquanto no tecido com estria foi entre 11,47 kPa (Tabela 11) e 28,78 kPa (Tabela 13), com valores médios de (E) para pele sem estria de $45,16 \pm 20,97$ kPa e com estria de $20,15 \pm 22,32$ kPa.

No homem (voluntário 2), o módulo de elasticidade da pele sem estria variou de 17,49 kPa (Tabela 16) a 43,49 kPa (Tabela 12) e com estria de 17,53 kPa (Tabela 11) à 26,75 kPa (Tabela 15), com valores médios de (E) para pele sem estria de $28,09 \pm 7,33$ kPa e com estria de $21,51 \pm 4,22$ kPa. Os dados revelam que a correlação entre a rigidez do tecido e o sexo foi forte (Pearson's $r = 0,89$, valor- $p < 0,01$) e muito forte (Pearson's $r = 0,90$, valor- $p < 0,01$) para o posicionamento B do *probe* no tecido sem e com estria, respectivamente. Quando o posicionamento adotado foi o C para a região do glúteo sem estria e D para uma região com estria, a correlação entre os parâmetros mencionados anteriormente (rigidez e sexo) foi forte (Spearman's $\rho = 0,76$, valor- $p < 0,01$ e Pearson's $r = 0,84$, valor- $p < 0,01$, respectivamente). Nas demais situações, não houve correlação.

5.2.3.4 Comparação da elasticidade do quadril: mesmo sexo e idades distintas

A Figura 54 ilustra os valores da rigidez da pele obtida em imagens do quadril de cinco voluntárias entre 20 e 43 anos agrupadas em função do posicionamento do transdutor sobre a pele.

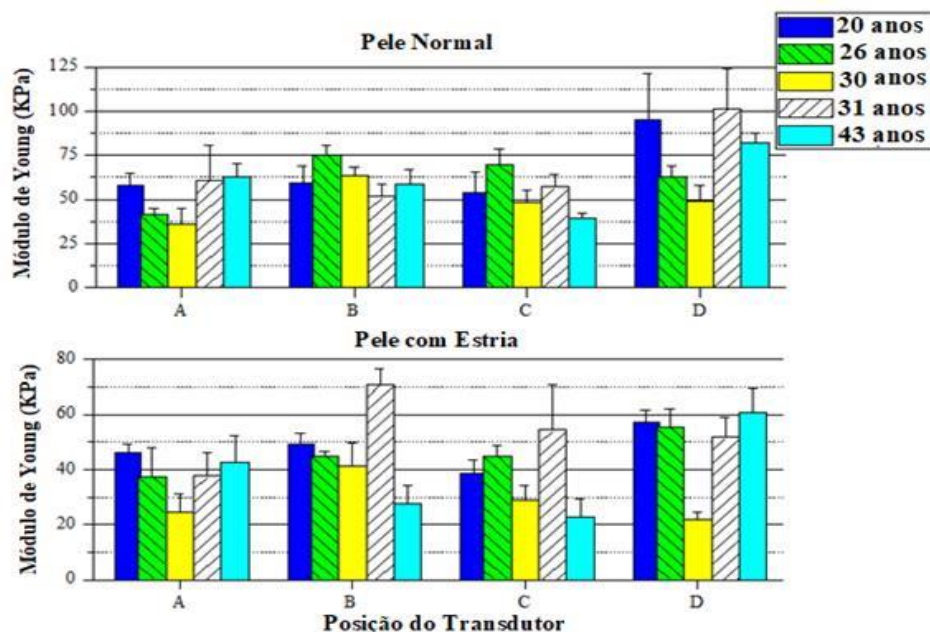


Figura 54. Média (colunas) e desvio padrão (barras verticais) da rigidez do quadril sem (superior) e com (inferior) estria, de quatro mulheres com idades distintas e em função do posicionamento do transdutor.

A Figura 54 ilustra os valores da rigidez da pele obtida em imagens do quadril de cinco voluntárias entre 20 e 43 anos (voluntárias V4,V7,V8,V9 e V11) agrupadas em função do posicionamento do transdutor sobre a pele. A mulher com 31 anos (voluntária 4) foi a que apresentou maiores valores de E , tanto na pele normal (101,64 kPa), visto na Tabela 16, quanto na com estria (70,78 kPa) como mostra a Tabela 13. Estes achados foram encontrados quando o transdutor foi colocado nas posições D e B, respectivamente. Entre estas voluntárias, os dados também sugerem uma tendência à redução da rigidez na derme com estria. Na análise de correlação da rigidez da pele com a idade, observou-se uma correlação moderada apenas quando o posicionamento C foi adotado, tanto na região do quadril sem (Pearson's $r = -0,52$, valor- $p < 0,01$), quanto com estria (Pearson's $r = -0,40$, valor- $p < 0,01$).

A Figura 55 apresenta os valores do módulo de Young da pele do quadril em três homens de 20, 26 e 36 anos.

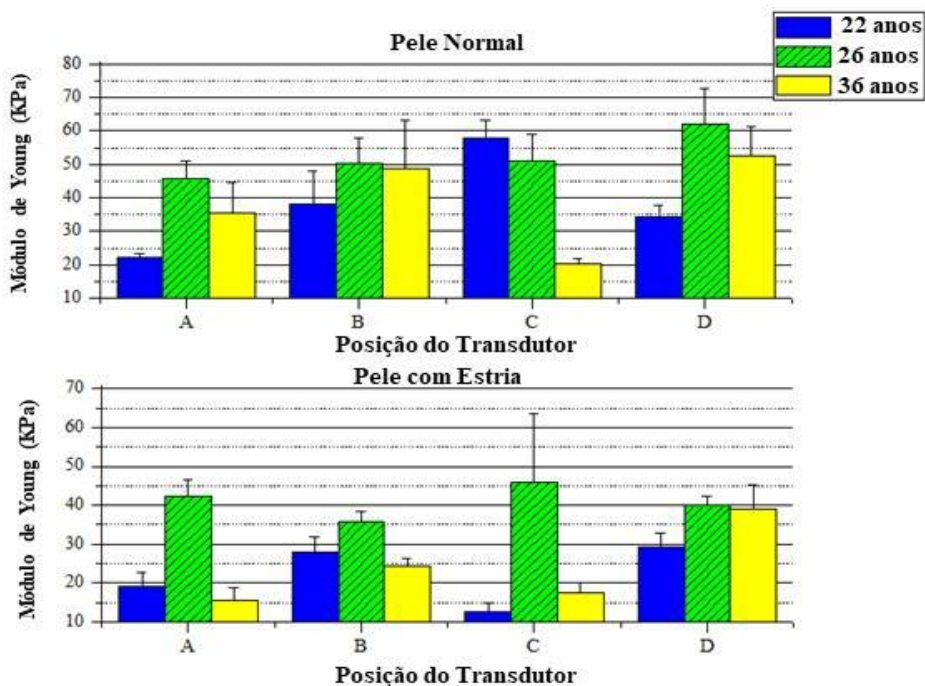


Figura 55. Média (colunas) e desvio padrão (barras verticais) da rigidez do quadril sem (superior) e com (inferior) estria, de três homens com idades distintas e em função do posicionamento do transdutor.

A Figura 55 ilustra o comportamento elástico da pele normal e estriada obtida em imagens do quadril de três indivíduos de diferentes idades (voluntários V5, V6 e V10) agrupadas em função do posicionamento do transdutor sobre a pele. O indivíduo com 26 anos (voluntário V6) foi o que apresentou maiores valores do módulo. Estes resultados foram encontrados na pele sem estrias (direções A, B e D) e na com estrias (para todas as posições do transdutor). Sendo os valores máximos de E iguais a 62,26 kPa (na pele normal), na posição D, apresentado na Tabela 16 e de 45,89 kPa (na pele estriada) na posição C (Tabela 15). Além disso, entre os participantes, os dados dos gráficos da Figura 55 também apontam para tendência na redução do módulo de elasticidade na derme com estria.

A correlação entre a rigidez do tecido e o sexo foi forte (Spearman's rho = 0,87, valor-p<0,01) para o posicionamento C do *probe* no tecido sem estria. Quando o posicionamento adotado foi o D para a região do quadril sem estria e as orientações B, C e D para uma região com estria, a correlação entre os parâmetros mencionados anteriormente foi moderada (Spearman's rho = 0,58, valor-p< 0,01; Pearson's r = -0,45, valor-p < 0,01; Spearman's rho = 0,46, valor-p< 0,01; Pearson's r = 0,50, valor-p< 0,01, respectivamente). Nas demais situações, não houve correlação.

5.2.3.5 Comparação da elasticidade do quadril: mesmo sexo e idade

Ao compararem-se os módulos de Young do quadril com e sem estria (Figura 56) em duas mulheres de 26 anos (voluntárias 3 e 7), no tecido normal, quando o teste t-Student foi aplicado, os dados indicaram que não houve diferença significativa ($p>0,05$) entre os valores da rigidez, apenas quando o posicionamento do transdutor foi A ($p=0,99$).

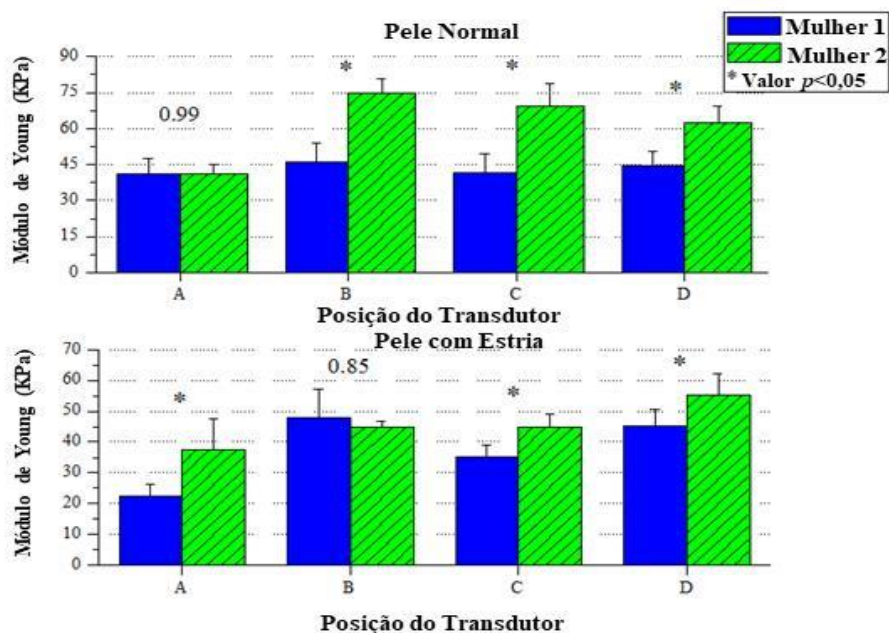


Figura 56. Média (colunas) e desvio padrão (barras verticais) da rigidez do quadril sem (superior) e com (inferior) estria, de duas mulheres com a mesma idade e em função do posicionamento do transdutor.

A Figura 56 mostra que a participante 2 (voluntária V7) foi o que apresentou maiores valores de E . Estes resultados foram encontrados na pele sem estria (direções B, C e D) e na com estria (para as posições A, C e D). Com valores máximos de E na cútis desta voluntária de 74,99 kPa (derme sem estria), na posição B como exibe a Tabela 12 e de 55,23 kPa (derme com estria) na posição D (Tabela 17). Além disso, entre as voluntárias, os dados da Figura 56 também apontam para uma tendência na redução dos valores de E na DE com estria em comparação à pele normal. Em relação à pele com estria, o teste t-Student mostrou que os valores do módulo de Young das duas mulheres foram estatisticamente diferentes quando os posicionamentos C e D foram empregados ($p < 0,05$) e o teste de Mann-Whitney sinalizou que, dos dois posicionamentos analisados (A e B), apenas o A foi estatisticamente diferente ($p < 0,05$), enquanto na orientação B não houve diferença estatística ($p = 0,85$).

5.2.3.6 Comparação da elasticidade do quadril: voluntários de diferentes sexos e mesma idade

As comparações dos valores do módulo de Young do quadril sem e com estria de duas mulheres (voluntárias V3 e V7) com os valores de E de um homem (voluntário V6), todos com 26 anos, são apresentadas na Figura 57.

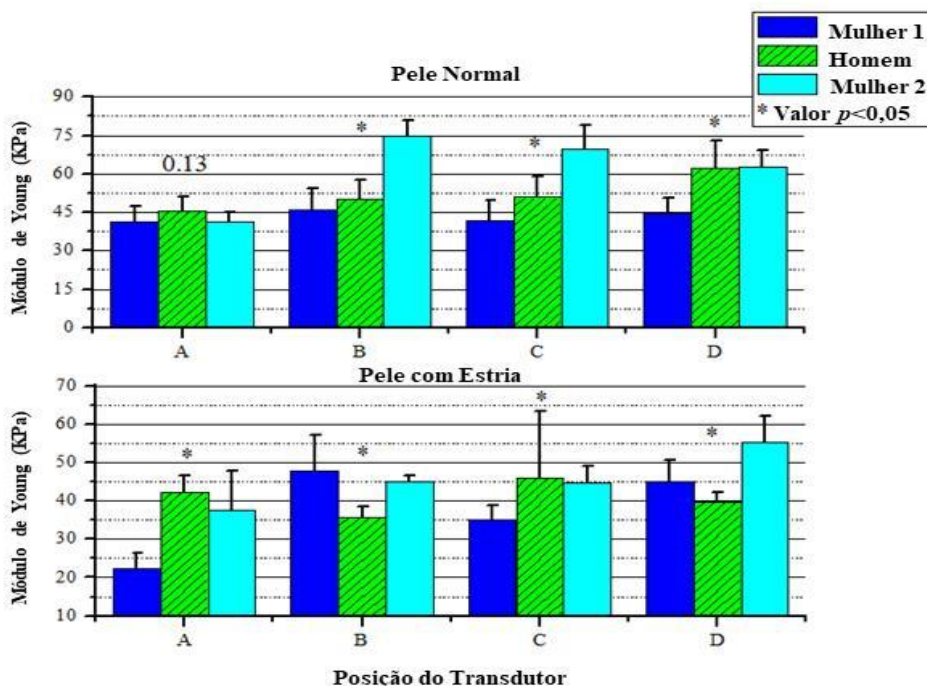


Figura 57. Média (colunas) e desvio padrão (barras verticais) da rigidez do quadril sem (superior) e com (inferior) estria, de três voluntários com 26 anos e em função do posicionamento do transdutor.

A Figura 57 mostra que dos três voluntários, na pele normal, a mulher 1 (voluntária V3) foi a que apresentou menores valores de E para todas as posições do transdutor. A mulher 2 (voluntária V7) foi a que obteve maiores valores do módulo (visto nas posições B e C). O valor máximo de E (74,99 kPa), na Tabela 12, encontrado na pele sem estria da mulher 2 foi observado quando o transdutor esteve na direção B. Na pele com estria, o maior valor de E (55,23 kPa), na Tabela 17, também foi visto na derme desta mesma voluntária, porém quando o posicionamento do transdutor foi D. Os dados (Figura 56) também apresentam uma predisposição de valores menores de E na

derme com estria em comparação ao tecido cutâneo normal. Na pele sem estria, os valores de E variaram entre 41,26 kPa (Tabela 9) e 74,99 kPa (Tabela 12), por outro lado, no tecido com estria, corresponderam entre 22,47 kPa (Tabela 11) e 55,23 kPa (Tabela 17), mostrando que houve uma propensão à redução da rigidez da região com estas afecções dérmicas (Figura 57).

Considerando a região do quadril com tecido sem estria nos 03 voluntários na Figura 57, apenas os dados da rigidez do posicionamento A apresentaram distribuição normal e homogeneidade de variâncias. Como pode ser observado, o resultado do teste ANOVA mostrou que não houve diferença estatística ($p=0,13$) entre os valores de E no posicionamento A, então, não foi preciso ser aplicado o pós-teste de Tukey HSD. Por outro lado, o teste de Kruskal-Wallis indicou que houve diferença estatística entre os valores de rigidez dos 03 voluntários nos posicionamentos B, C e D. Apesar dos dados de regiões com estria obtidos com os posicionamentos A e D apresentarem distribuição normal, não apresentaram homogeneidade de variâncias, então foi aplicado o teste de Kruskal-Wallis, o qual indicou que houve diferença estatística significativa ($p<0,05$) entre os valores de rigidez dos 03 voluntários, independente do posicionamento usado e os resultados da Figura 57 foram obtidos com o teste de comparações múltiplas de Dunn.

Como exposto anteriormente, as Tabelas 10-17 (Apêndice IV) apresentam os valores mínimos, máximos, médios, desvios-padrão e coeficientes de variação do módulo de elasticidade (E1-E10), na pele sem e com estria, dos 11 voluntários (V), nas diferentes posições do transdutor e um resumo destes resultados são descritos a seguir.

As Tabelas 10 e 11, as Tabelas 12 e 13, Tabelas 14 e 15 e Tabelas 16 e 17 exibem as médias do módulo de Young de distintas regiões do corpo, sem estria e com estria, nesta ordem, obtidos quando o transdutor esteve nas posições A (TIS), B (TLM), C (TSM) e D (TSL), respectivamente. Os valores médios de E da pele sem estrias, quando a posição do *probe* foi A (Tabela 10), variou de $22,19\pm 1,22$ kPa (V10) à $62,76\pm 7,48$ kPa (V11), Na Tabela 11 observa-se, nesta mesma posição do transdutor, que a média do módulo de Young da pele estriada variou de $11,47\pm 0,94$ kPa (V1) à $45,98\pm 3,43$ kPa (V8). Na Tabela 12, quando a posição do transdutor foi a B, os valores médios do módulo de Young da pele normal variou de $38,32\pm 9,57$ kPa (V10) à $74,99\pm 5,80$ kPa (V7). A média dos valores do módulo de elasticidade da pele com estrias (Tabela 13) na direção B, variou de $23,06\pm 1,85$ kPa (V2) à $70,78\pm 5,61$ kPa (V4).

Os valores médios de E da pele sem estrias quando a posição do *probe* foi C (Tabela 14) variou de $20,18 \pm 1,47$ kPa (V5) à $69,47 \pm 9,35$ kPa (V7). Pela tabela 15 visualizamos que os valores médios do módulo de Young da pele estriada, com o transdutor (T) na posição C, foi entre $12,59 \pm 2,37$ kPa (V10) e $54,30 \pm 16,37$ kPa (V4). Na Tabela 16, os valores médios do módulo de Young da pele normal quando o transdutor foi colocado na posição D variou de $17,49 \pm 2,82$ (V2) à $101,64 \pm 22,32$ KPa (V4). Os dados da Tabela 17 revelam que os valores médios do módulo de Young da pele estriada, nesta mesma posição, variou de $18,71 \pm 2,62$ kPa (V2) à $60,84 \pm 8,41$ kPa (V11).

CAPÍTULO 6

6 DISCUSSÃO

6.1 Etapa I. Ultrassom de alta resolução (USAR)

A biópsia de amostras do tecido cutâneo é uma técnica invasiva, comum na prática da Dermatologia usada no diagnóstico, análise de alterações das estruturas da pele humana e na avaliação de protocolos terapêuticos usados em afecções do sistema tegumentar (ELSTON *et al.*, 2016, ALHIMDANI *et al.*, 2014, KLEINERMAN *et al.*, 2012, LLAMAS-VELASCO e PAREDES, 2012, SCOTT, 1979).

A ultrassonografia de alta resolução emergiu, em 1970, como um método não invasivo e não ionizante que possibilitasse diferenciar e mensurar as camadas da pele, visualizar estruturas superficiais do sistema tegumentar, identificar lesões dérmicas e monitorar a evolução de tratamentos dermatológicos de modo não invasivo, com alta qualidade de imagem (VAN MULDER *et al.*, 2017, POLAŃSKA *et al.*, 2017, MANDAVA *et al.*, 2013, WORSTMAN, 2013, KLEINERMAN *et al.*, 2012). Alexander e Miller foram os pioneiros a aplicar o método à prática Dermatológica para medir a espessura das camadas tegumentares (ALEXANDER e MILLER, 1979). Posteriormente, tornou-se possível correlacionar as medidas ultrassônicas com as avaliações histológicas (AGABALYAN *et al.*, 2017, DYBIEC *et al.*, 2015). No entanto, após pesquisa bibliográfica, constatou-se que ainda são escassos estudos que utilizem o USAR como recurso para identificação e mensuração das camadas tegumentares estriadas e para avaliação, *in vivo*, da eficácia de procedimentos terapêuticos de ED (BOGDAN *et al.*, 2017, BLEVE *et al.*, 2012). Além disso, até o presente momento não foram encontrados trabalhos que utilizem imagem bidimensional (2D) com esse propósito.

No presente estudo, imagens 2D da pele humana na presença ou ausência de estrias foram coletadas de 10 voluntários utilizando as frequências de 20 MHz e 30 MHz. As imagens foram usadas para medir as dimensões das estrias (Figura 26) e das camadas da pele afetadas ou não por estrias, conforme Tabela 3 e Figuras (42-46) do Apêndice III. Os parâmetros ideais do USAR (frequência, λ , resolução axial e lateral) para análise da derme estão bem explícitos na literatura atual (VAN MULDER

et al., 2017, POLAŃSKA *et al.*, 2017, ULRICH *et al.*, 2014, MANDAVA *et al.*, 2013, BRODAL *et al.*, 2011, FOSTER *et al.*, 2000). Dessa forma, os aplicados no presente trabalho forneceram condições satisfatórias para visualizar, *in vivo*, tanto as três camadas da pele quanto para identificar, em tempo real, as lesões dérmicas, fruto das estrias.

As medidas das espessuras (Tabelas 3 e 4) resultantes da pele normal (epiderme e derme) dos participantes da pesquisa foram semelhantes à variação dos valores encontrados na literatura (AGABALYAN *et al.*, 2017, VAN MULDER *et al.*, 2017, MANDAVA *et al.*, 2013, CRISAN *et al.*, 2012, LEE e HWANG, 2002, ALEXANDER e MILLER, 1979). Na região com estria, as medidas de espessuras (Tabelas 3 e 4) da pele (epiderme e derme) dos voluntários, no presente trabalho, foram menores que os resultados de BLEVE *et al.* (2012) que encontraram na pele de 20 voluntários com a frequência de 22 MHz, valores entre 1,70 mm e 1,80 mm de espessura. No entanto, valores médios de espessuras das estruturas dérmicas SED e CED encontrados no presente estudo estão dentro das faixas de valores obtidas por BOGDAN *et al.* (2017) na pele de 10 mulheres com estria na região do quadril usando US com a frequência de 22 MHz. Estes encontraram valores médios de espessura da derme normal variando de 1,00 à 1,80 mm e da derme com estrias de 0,80 a 1,60 mm de espessura. Não foram encontrados estudos similares que comparassem as espessuras da epiderme sem e com estria.

Em geral, na pele estriada, foi encontrada uma atrofia gradual das camadas da epiderme e da derme. Os dados da Tabela 3 confirmam esses achados, especialmente na derme onde ocorre a estria e corroboram com os resultados de BOGDAN *et al.* (2017) e BLEVE *et al.* (2012). A estria atrofia os tecidos epidérmico e dérmico (JEANMAIRE *et al.*, 2013, SCOTT, 1979) devido à falta de material de suporte, menos colágeno tipo I e a rede fibrilar é fragmentada e desorganizada, causando diminuição da espessura da epiderme, achatamento da junção dermoepidérmica e perda de cristas papilares na derme (VAN MULDER *et al.*, 2017, MANDAVA *et al.*, 2013). A comparação do coeficiente de variação (Tabela 3) das camadas da derme de todos os voluntários, com e sem estrias, revelou que o método ultrassônico utilizado neste estudo foi capaz de identificar a presença de lesões nessa camada da pele.

Independentemente da frequência do US utilizada (20 ou 30 MHz), o coeficiente de variação foi inferior a 7,20 % na camada dérmica sem estrias (DESE), enquanto, na camada dérmica com estrias (DECE), esse parâmetro foi superior a

15,5 %. Considerando cada um dos voluntários, é possível observar que a diferença entre o coeficiente de variação das camadas DESE e DECE foi maior que 21,50 %, para frequência de 20 MHz. Considerando as imagens obtidas com a frequência de 30 MHz, a diferença entre o coeficiente de variação das camadas DESE e DECE apresentou-se maior que 10,00 %. No caso particular do voluntário V6, a diferença do coeficiente de variação das camadas DESE2–DECE2 e DESE3–DECE3 foi de 30,90 % e 57,30 %, respectivamente. Esses resultados são consistentes com os da literatura (VAN MULDER *et al.*, 2017, BERTIN *et al.*, 2014, MANDAVA *et al.*, 2013, BLEVE *et al.*, 2012).

Além disso, os achados dos testes estatísticos (Tabelas 5-7) apresentados no item de resultados indicaram que as imagens ultrassônicas podem ser usadas para identificar a região de estrias na pele (principalmente na derme) em comparação com a região sem estrias. Os resultados dos testes t-Student e Mann-Whitney apresentados na Tabela 8 mostraram que as espessuras DE2 (80,00%) e DE3 (90,00%) em função da presença de estria também foram estatisticamente diferentes ($p < 0,05$). No entanto, a análise estatística para comparação das espessuras das camadas derme sem estria (Tabela 6) por meio do teste de Kruskal-Wallis ou ANOVA indicou que houve diferença estatística para DESE3 (voluntários V2 e V9) e DECE2 (voluntário V10). O valor de $p < 0,05$ foi considerado estatisticamente significativo. Algumas condições podem ter contribuído para esses achados (diferença nos valores de espessura da derme fisiológica), tais como anatomicamente, as camadas da pele normal apresentam diferença de espessura ao longo do seu comprimento, como na macrocurvatura das partes do corpo (p.ex. região do quadril). Esta situação foi confirmada durante a medição da espessura da camada sem estrias nas imagens de US.

Outra questão que pode ter influenciado nos dados é que, durante a aquisição das imagens na mesma região de interesse sem estria, o transdutor foi posicionado em pontos distintos da pele. Além disso, variações de compressão sobre o tecido cutâneo podem ter contribuído devido às diferentes pressões aplicadas com o transdutor na pele pelo operador. O uso de um aparato (suporte) para ser fixado ao transdutor se faz necessário para minimizar esse efeito. E mudanças na angulação do membro analisado podem provocar o estiramento tecidual e, concomitantemente, alteração da espessura da camada. Este efeito pode explicar os resultados de diferenças de espessuras encontrados na derme sem estria de uma mesma região e voluntário.

Pesquisas apontam que variações de espessura da superfície corporal podem também ser influenciadas por fatores, tais como: posição angular em que o membro encontra-se (flexão, extensão ou posição neutra), segmento corporal (CHOPRA *et al.*, 2015, WORTSMAN, 2013, LEE e HWANG, 2002, OLSEN *et al.*, 1995), tipo e nível de hidratação da pele, faixa etária (CHOPRA *et al.*, 2015, LEE e HWANG, 2002, OLSEN *et al.*, 1995), diferença de sexo (VAN MULDER *et al.*, 2017, CHOPRA *et al.*, 2015, LEE e HWANG, 2002, OLSEN *et al.*, 1995), densidade (OLSEN *et al.*, 1995), IMC (CHOPRA *et al.*, 2015), entre outros.

Essa influência é bem visualizada quando autores compararam os valores médios de espessuras cutâneas na pálpebra dos olhos (521,00 à 799,20 μm) (CHOPRA *et al.*, 2015, OLSEN *et al.*, 1995), superfícies plantares (1,60 mm) e na palma das mãos (1,48 mm) (LLAMAS-VELASCO e PAREDES, 2012). No sexo feminino, eles observaram que a pele é mais fina que no masculino (VAN MULDER *et al.*, 2017, CHOPRA *et al.*, 2015, OLSEN *et al.*, 1995). Sabe-se que a espessura da pele é maior em pessoas jovens. A espessura da derme tende a aumentar entre os 10 aos 20 anos e diminuir depois dos 50 anos (CRISAN *et al.*, 2002). KAIRA *et al.* (2016a) também concluíram, em sua revisão bibliográfica, que a espessura da pele varia de acordo com a idade e região do corpo e que a espessura da pele aumenta com a idade até 30 anos, variando inversamente com a idade depois disso. No período de puberdade ocorre o processo intenso da síntese de colágeno. Após essa faixa etária, ocorre o fenômeno de degradação da matriz extracelular e de colágeno na derme com consequente redução de sua espessura (CRISAN *et al.*, 2002).

Os dados do presente trabalho evidenciaram resposta similar aos da literatura (VAN MULDER *et al.*, 2017, CHOPRA *et al.*, 2015, OLSEN *et al.*, 1995). A espessura da pele (epiderme e derme) nas mulheres (1,35 mm) foi, em média, menor que a dos homens (1,45 mm). A derme foi mais espessa (1,65 mm) em uma voluntária de 27 anos e diminuiu após essa idade, sendo a menor espessura (1,07 mm) encontrada na mulher de 33 anos corroborando com os achados de KAIRA *et al.* (2016a). Na pele CED houve redução dos valores das espessuras em relação ao tecido normal (Figuras 42-46). Os gráficos (Apêndice III) demonstram esses resultados de forma expressiva, principalmente, na derme, camada onde estão localizadas as EDs. Entretanto, foram observados resultados contrários para epiderme em quatro voluntários (V1, V4, V6 e V8). Estes apresentaram, no tecido com estria, a epiderme mais espessa que a da pele normal com um desvio-padrão muito pequeno (Tabela 3). Esses resultados são opostos

aos da literatura, onde a presença de estria provoca o afinamento da camada epidérmica (VAN MULDER *et al.*, 2017, BERTIN *et al.*, 2014, JEANMAIRE *et al.*, 2013, MANDAVA *et al.*, 2013, SCOTT, 1979). A análise estatística também mostrou (Tabela 7) que as medidas das espessuras da epiderme sem estrias, entre as duas frequências (20 e 30 MHz), dos voluntários V1, V6, V7, V9 e V10 não apresentaram diferença estatística ($p>0,05$).

Além disso, na Tabela 8, quando comparadas as espessuras da epiderme em função da presença de estria, pode-se observar entre os valores de espessura (com e sem estrias) da EP2 (50,00%) e da EP3 (30,00%) não foram estatisticamente diferentes ($p>0,05$). Esses resultados podem ser atribuídos à dificuldade de mensuração dessa camada nas imagens geradas em frequências inferiores a 50 MHz. Pesquisadores confirmam que frequências entre 50 MHz e 100 MHz permitem uma análise mais detalhada da epiderme (KLEINERMAN *et al.*, 2012, MLOSEK *et al.*, 2011). A 100 MHz, a profundidade de penetração do feixe ultrassônico é limitada a 1,5 mm (DYBIEC *et al.*, 2015, MLOSEK *et al.*, 2011). Outra notação relevante encontrada no estudo foi que pode-se observar, na imagem ultrassônica (Figura 37) do tecido tegumentar normal localizado próximo à região com estrias, a presença de zonas hipoecóicas na derme sem estria de alguns voluntários. Acredita-se que o tegumento (visualmente de aspecto normal) localizado na periferia do tecido lesado, seja afetado pelo estresse mecânico, danificando a derme e causando alongamento do tecido e, conseqüentemente, alteração da espessura das camadas da pele. Por essa razão decidiu-se coletar imagens da pele SE em regiões distantes da área com EDs.

Os resultados ecográficos na pele normal confirmados neste estudo (Figura 36) corroboram os da literatura. A epiderme, abundante em queratina, é caracterizada por uma linha hiperecólica. A derme também gera imagens hiperecogênicas pela predominância de colágeno. A hipoderme, abundante no tecido adiposo, é hipoecóica com linhas hiperecóicas pela presença de tecido conjuntivo da fáscia muscular (VAN MULDER *et al.*, 2017, ULRICH *et al.*, 2014, MANDAVA *et al.*, 2013, WORSTMAN, 2013, BRODAL *et al.*, 2011, MLOSEK *et al.*, 2011, FOSTER *et al.*, 2000, OLSEN *et al.*, 1995). A diferença no comportamento acústico entre as interfaces da camada de pele depende principalmente dos elementos que as constituem. A escala de cinza refere-se à amplitude dos ecos que são refletidos/espalhados pelas estruturas do tecido humano. A cor branca indica ecos de alta amplitude e as áreas escuras indicam ecos de baixa reflexão/espalhamento (FOSTER *et al.*, 2000, PAYNE, 1991).

Doenças de pele podem ser diagnosticadas por alterações em suas características ecogênicas devido às alterações nos tecidos da pele. Atrofia tecidual, tumores, edema (DYBIEC *et al.*, 2015, ULRICH *et al.*, 2014, MANDAVA *et al.*, 2013, WORSTMAN, 2013, KLEINERMAN *et al.*, 2012) e até mesmo estrias (BOGDAN *et al.*, 2017, BLEVE *et al.*, 2012) aparecem em imagens ultrassônicas como áreas pobre de ecos. Este aspecto ecogênico nas imagens ultrassônicas 2D com estria (Figuras 38-41) foi observado no trabalho. Vale ressaltar que, no presente estudo, não houve a necessidade de aplicar métodos de processamento de imagem para a identificação de regiões com EDs, ao contrário de BOGDAN *et al.* (2017) e BLEVE *et al.* (2012) que utilizaram a frequência de 22 MHz e o auxílio do *software* PRIMOS^{ptico} (GFMesstechnikGmbH, Teltow, Alemanha) para gerar imagens ultrassônicas em 3 dimensões (3D) para visualização destas afecções dérmicas.

Nas imagens de US 2D, todas as lesões dérmicas resultantes da presença de estrias foram pobres de eco, mas apresentaram padrões e dimensões distintos. BLEVE *et al.* (2012) estimaram os valores médios da espessura das estrias e encontraram valores entre 39 μm e 62 μm . Os valores médios de espessura das estrias medidas em presente estudo foram maiores que as dos autores. BLEVE e colaboradores não citaram, em sua pesquisa, valores referentes aos comprimentos destas afecções dérmicas. ROGALSKI *et al.* (2003) afirmam que todas as estrias dérmicas, embora sua etiologia permaneça um mistério, têm a mesma aparência independentemente da causa, mas suas dimensões são variáveis quanto a espessura e comprimento.

6.2 Etapa II. Elastografia

A elastografia por onda de cisalhamento (onda ultrassônica) tem se tornado cada vez mais uma importante ferramenta com potencial uso em várias aplicações na prática clínica. A recente introdução de transdutores de alta frequência tornou possível sua utilização em Dermatologia, permitindo o estudo de estruturas superficiais, como o tecido tegumentar e seus apêndices (ROLDAN, 2016). Porém, a maioria dos trabalhos usando a técnica para análise da pele ainda são recentes e escassos (SUN *et al.*, 2018, SIGRIST *et al.*, 2017, DEJONG *et al.*, 2017, NOWICKI e DOBRUCH-SOBCZAK, 2016, RODAN, 2016, YEONG *et al.*, 2015). E não foram encontradas, na literatura atual, pesquisas que utilizem o método para mensuração do módulo de Young da pele

com estrias dérmicas. A elastografia *supersonic shear imaging* (SSI) foi usada pela 1ª vez para análise da rigidez da pele sem e com estria *in vivo*. No presente estudo, um transdutor com alta frequência (20 MHz) foi utilizado com esse propósito. A comparação entre os valores de rigidez da derme, sem e com estria alba, foi realizada nas regiões do quadril e glúteo de humanos em relação às posições 0°, 90°, 45° e 315° às LTPs (Tabela 1).

Na literatura atual, estudos sugerem que fatores ambientais e individuais (KAIRA *et al.*, 2016a, KAIRA *et al.*, 2016b, OTTENIO *et al.*, 2015, FIROOZ *et al.*, 2012) assim como as direções das LTPs (PAUL, 2017, WILHELMI *et al.*, 1999) devem ser considerados para medições dos valores de rigidez da cútis. Por essa razão, no trabalho, investigou-se a influência da localização anatômica, sexo, idade e orientação das linhas de tensão, pelo método denominado de “asterisco” (Figura 29), na mensuração dos módulos de Young da derme com e sem estrias. LEMPERLE *et al.* (2014) recomendam que, como as estrias desenvolvem sempre perpendicular as LTPs, as direções das linhas da estria na pele poderiam ser consideradas para determinar o planejamento de incisões cirúrgicas ideais, prevenindo, desse modo, a formação de cicatrizes hipertróficas pós-cirúrgicas.

Na análise estatística, os resultados encontrados na Figura 51 mostraram que o módulo de Young em regiões sem estria foi maior que o tecido com estria, independente do posicionamento do transdutor, ou seja, a pele sem estria apresentou na maioria dos voluntários independente da posição do transdutor. Os achados acima podem ser explicados por as estrias serem reflexos de alterações que ocorrem, histologicamente, em células e fibras (colágeno, elastina e fibrinas) da pele, ocasionando a perda da rigidez tecidual, aumento da elasticidade cutânea e redução da espessura das camadas tegumentares (ALHIMDANI *et al.*, 2014, JEANMAIRE *et al.*, 2013, SCOTT, 1979). No entanto, resultados (Figura 51) contrários foram observados nos voluntários V2 (na posição D), V3 (direções B e D) e V4 (orientação B). No que se refere aos voluntários V2 e V3, os valores de E foram bem próximos e na análise estatística não houve diferença significativa ($p > 0,05$) entre os dados. Já no caso do voluntário V4, supõe-se ter havido erros na aquisição das imagens elastográficas (p.ex. devido à compressão maior da pele com o transdutor pelo operador) durante a coleta da imagem na posição B, pois o módulo de E da pele com estria foi menor que os da sem estria, nas demais direções (posições A, C e D). Faz-se necessário o uso de mecanismos de suporte para

fixação do transdutor e minimizar possíveis erros que possam ocorrer pela aplicação de força compressiva sobre o tecido cutâneo pelo operador.

A Tabela 18 mostra que, quando a razão é $EC/ES < 0,5$, melhor a acurácia da técnica para mensurar o módulo de Young do tecido, pois permitiu observar que o módulo de E foi mais elevado na pele sem estria que na com estria, sendo que quando esta condição ($EC/ES < 0,5$) esteve presente, o valor de ES foi pelo menos igual ao dobro do valor de EC . Os resultados em que a razão EC/ES foi perto de 1 sinalizam que a rigidez (módulo de Young) entre as duas regiões foi próxima e não houve diferença estatística ($p > 0,05$) entre os valores de E (Tabela 19), embora, nesta situação ($EC/ES \approx 1$) na pele sem estria, o módulo de Young tenha sido maior que na com estria (visto nos voluntários V2, posição D, e V3, nas direções B e D). Valores superiores a 1,0 (Tabela 18) indicam falha na medição do módulo de Young (observado no voluntário V4 na posição B). As Tabelas 19 e 20 reforçam esses resultados. Pode-se observar na Tabela 19 que 79,50 % dos pares comparados (regiões com e sem estrias) apresentaram diferença estatística significativa ($p < 0,05$). A análise da variância dos dados na Tabela 20 mostrou que as propriedades mecânicas da pele são dependentes da orientação das linhas de tensão da pele e que existe uma correlação entre a direção das linhas e a orientação preferencial das fibras de colágeno na formação de estrias na derme.

Influência das linhas de tensão da pele. A Figura 52 exhibe a média e o desvio-padrão do módulo de Young da pele normal e com estria nas diferentes orientações às LTPs. Observa-se que diferentes valores dos módulos de Young da pele sem e com estria foram obtidos entre os subgrupos (A, B, C e D). A Tabela 21 corrobora com esses dados onde houve diferença estatística significativa ($p < 0,05$) para todas as posições, tanto em regiões sem estria quanto nas com estria. Os dados da Figura 52 revelaram que, na pele sem estria, o módulo de Young foi maior que na pele com estria corroborando com o que relata a literatura, em que a pele normal apresenta uma concentração maior de tecido conjuntivo do que a com estria proporcionando maior firmeza e rigidez ao tecido cutâneo. No tecido normal, os maiores valores de E foram encontrados na pele dos voluntários V4 (101,64 kPa), V8 (95,25 kPa) e V11 (81,93 kPa) na posição D. No tecido com estria, os maiores valores de E foram observados no participante 4, na posição B (70,78 kPa) e no voluntário V11, na posição D (60,84 kPa).

Portanto, no estudo, em relação ao posicionamento do transdutor às linhas de tensão, os maiores valores de elasticidade da derme fisiológica foram observados

quando o transdutor esteve na posição D ($57,72 \pm 26,49$ kPa), depois nas direções B ($55,40 \pm 12,04$ kPa), C ($46,55 \pm 14,05$ kPa) e A ($41,37 \pm 14,39$ kPa). Na derme com estria, valores mais elevados de E foram vistos na posição D ($40,15 \pm 15,26$ kPa), seguida pelas direções B ($38,33 \pm 14,36$ kPa), C ($31,39 \pm 13,47$ kPa) e A ($28,81 \pm 12,54$ kPa). No trabalho, os valores de E encontrados foram maiores quando o transdutor foi posicionado em uma angulação à 45° (posição D) em relação às LTPs e mais baixos, quando o transdutor esteve na direção súperoinferior (posição A), ou seja, paralelo às LTPs (perpendicular às estrias).

A influência das orientações das LTPs sobre o módulo de Young do sistema tegumentar normal está bem explícita na literatura (PAUL, 2017, KAIRA *et al.*, 2016a, KAIRA *et al.*, 2016b, ZAHOUANI *et al.*, 2014, LEMPERLE *et al.*, 2014, OTTENIO *et al.*, 2015, LIANG *et al.*, 2010, ESCOFFIER *et al.*, 1989). Não foram encontradas pesquisas similares para regiões com estrias dérmicas. KAIRA *et al.* (2016a) em sua revisão bibliográfica, observaram que a maioria dos estudos citam que os valores do módulo de Young da cútis normal tendem ser mais elevados na orientação paralela às LTPs. ANNAIDH *et al.* (2012) e GALLAGHER *et al.* (2012) encontraram valores de E mais baixos nas posições 45° e perpendicular às LTPs em comparação à orientação paralela. Ambos os autores avaliaram a rigidez usando teste de tração em amostras da pele extraídas das costas de 03 cadáveres. No presente estudo esse parâmetro foi avaliado em regiões distintas (no quadril e glúteo), *in vivo*, usando técnica diferente (SSI) à dos autores. KAIRA *et al.* (2016a) explicam que valores elevados de E à angulação de 0° às LTPs se deve ao fato de que os fios de colágeno se tornam mais rígidos quando a tensão é aplicada nesta direção.

ZAHOUANI *et al.* (2014) relatam que a resistência da pele à tração predomina na direção das linhas de tensão sendo a tensão máxima sempre na direção do eixo destas linhas, mas que pode variar com a região do corpo. Porém, ANKERSEN *et al.* (1999) observaram resultado similar aos do presente trabalho ao avaliarem o módulo de Young em material sintético “camurça” e pele de porco. O módulo de Young mensurado nestas amostras, com o teste de tração, foi mais alto à 45° que a 0° em relação às LTPs. De acordo com ESCOFFIER *et al.* (1989), os efeitos anisotrópicos da pele seriam minimizados quando a tensão é aplicada a 0° em relação ao plano das linhas da pele. Esta afirmação corrobora com resultados do presente trabalho, em que o módulo foi mais baixo na posição A (SI), ou seja, quando o transdutor foi colocado paralelo às LTPs (0°) e perpendicular à ED. Acrescentam ZAHOUANI *et al.* (2014) que, na pele não

retraída, os feixes de colágeno e de elastina são mais finos, distribuídos quase paralelos, na direção das linhas de Langer. Porém, os feixes mais espessos aparecem retorcidos e orientados em todas as direções, cuja disposição pode ser modificada quando há tração dos feixes e fibras. Nenhum estudo foi encontrado que relatasse os efeitos do módulo de Young na orientação de 315° em relação às LTPs em regiões sem ou com estrias.

Influência da região anatômica. Neste estudo, diferenças dos valores do módulo de Young da pele foram apresentadas em relação a variações de sexo, idade, regiões corporais e com relação à orientação das linhas de tensão. Estas diferenças estão relacionadas à suscetibilidade individual ao desenvolvimento de doenças dermatológicas (p.ex. formação de estrias), fatores genéticos e ambientais, metodologia e ao tamanho da amostra que podem influenciar no módulo de Young da pele, como relatado em vários estudos (KAIRA *et al.* 2016a, KAIRA *et al.*, 2016b, FIROOZ *et al.*, 2012).

Nota-se na Tabela 22 que a maioria dos pares dos subgrupos comparados apresentaram diferença estatística ($p < 0,05$) indicando que o posicionamento do transdutor sobre o glúteo dos voluntários pode interferir nos resultados do módulo de Young. É possível observar que 75,00 % das vezes em que houve diferença estatística ($p < 0,05$) entre os subgrupos comparados, a posição B estava presente. Nas outras orientações, essa taxa foi menor. Quando o quadril foi avaliado (Tabela 23), observou-se que houve uma redução da influência do posicionamento do transdutor nos valores de rigidez da pele.

SUN *et al.* (2018) analisaram a reprodutibilidade da mensuração da rigidez da pele de 30 voluntários com o uso da *Shear Wave Elastography (SWE)*. A média dos valores de módulo de Young da pele normal do abdômen variaram de 12,40 kPa a 50,20 kPa, enquanto, da tíbia alcançaram valores entre 25,00 kPa e 48,00 kPa. Eles também observaram que, quanto mais fina era a gordura subcutânea, maiores foram os módulos de Young e os desvios padrão obtidos. No estudo na Figura 53, observou-se que os resultados de E na pele sem estria no glúteo tenderam a ser mais baixos, com valor médio de $36,63 \pm 15,81$ kPa, quando comparado com os do quadril, com valor médio de $53,29 \pm 8,75$ kPa (Figuras 53-56). Este comportamento do módulo foi similar ao da pele com estria. Quando a estria esteve presente nestas regiões, os valores médios de E no quadril e glúteo foram de $37,74 \pm 6,01$ kPa e $20,83 \pm 4,76$ kPa, respectivamente. Estes achados corroboram com o que está explícito na literatura (KAIRA *et al.*, 2016a, KAIRA *et al.*, 2016b, FIROOZ *et al.*, 2012), que o módulo de Young da pele varia de

acordo com a região do corpo. No entanto, BOGDAN *et al.* (2017) encontraram, em 10 mulheres com estria alba na região do quadril, valores do módulo de Young mais altos (variando de 75,00 kPa a 85,00 kPa) que os encontrados no presente trabalho. Na pele do quadril sem estria, encontraram valores de E entre 85,00 kPa e 90,00 kPa. Os resultados do presente trabalho apresentaram uma variação maior do módulo na pele sem estria. No entanto, essa diferença pode ter sido influenciada também por outros fatores. BOGDAN e colaboradores usaram método distinto (MPA *Systems e Cutometer*® dual MPA 580) do SSI e não relataram correlação de seus resultados em relação às orientações das LTPs, posição do membro, sexo e idade.

ANNAIDH *et al.* (2012) também concordam sobre a influência que a localização corporal exerce sobre o módulo de Young. Este, ao ser mensurado no seu trabalho, com a pele de três cadáveres, mostrou-se maior na porção do meio da região dorsal nas direções a 0° (112,47 MPa) e a 45° (103,49 MPa) e menor na parte inferior desta região (37,66 MPa) na orientação a 90° . GALLAGHER *et al.* (2012) também investigaram a influência da região anatômica e o módulo de Young da pele de cadáveres. Os valores de rigidez foram mais altos para amostras da pele retirada do meio da região dorsal. Embora a diferença entre os valores de E entre as regiões do glúteo e quadril encontrados no presente trabalho, constatou-se que, tanto na região do glúteo (Figura 53) quanto na do quadril (Figuras 54-57), houve uma tendência à redução da rigidez tecidual, quando as estrias estiveram presentes nestas regiões corporais.

Influência da Idade. Nos indivíduos que participaram do estudo com a idade entre 20 e 26 anos, a média do módulo de Young da pele sem e com estria foram para essa faixa etária de $52,51 \pm 7,67$ kPa e $38,87 \pm 5,44$ kPa, nesta ordem. Nos participantes entre 30 e 43 anos, os valores médios de E da pele sem estria foram de $48,39 \pm 9,27$ kPa e com estria, de $31,17 \pm 5,58$ kPa.

Nos dados da Figura 54 (superior) com os da Figura 54 (inferior), observa-se que houve uma redução da rigidez da pele do quadril, após a formação de estrias nas 05 mulheres de 20, 26, 30, 31 e 43 anos. Este resultado também foi presente no sexo masculino (Figura 55). No sexo feminino (Figura 54), os valores mais elevados dos módulos de Young na pele sem estria foram encontrados nas voluntárias de 20 e 31 anos, quando a posição do transdutor foi D e corresponderam a 95,25 kPa e 101,64 kPa, nesta ordem. Na pele com estria, os maiores valores de E foram encontrados em duas voluntárias mais velhas, indicando maior rigidez da pele nessas voluntárias. Na de 31 anos, o valor de E foi 70,78 kPa, quando o transdutor estava posicionado na direção B e

na de 43 anos, o valor de E correspondeu a 60,84 kPa, na posição D (Figura 54). No sexo masculino (Figura 55), na pele sem estria, os maiores valores de E foram vistos nos dois indivíduos mais jovens. O que tinha 22 anos teve o módulo igual a 57,92 kPa (na orientação C) e o voluntário de 26 anos, 62,26 kPa (na orientação D). Quando as regiões com estria destes homens foram analisadas, os menores valores de E foram visualizados nos participantes de 22 anos na posição C (12,59 kPa) e de 36 anos na direção A (15,67 kPa).

Na literatura está bem estabelecido que as propriedades biomecânicas da pele diferem com a idade. Entretanto, os resultados comparando o módulo de Young com a idade são controversos. Isto pode ser evidenciado quando DIRIDOLLOU *et al.* (2000), ao estudarem a pele do antebraço de 10 homens saudáveis, pelo método de sucção e ALEXANDER e COOK (2006) ao avaliarem, também pela técnica de sucção, a pele do dorso e do antebraço de 116 participantes saudáveis, de ambos os sexos, observaram um aumento da rigidez da pele em indivíduos mais velhos. FIROOZ *et al.* (2007) ao analisarem 50 indivíduos saudáveis de ambos sexos e WENDLING e DELL'ACQUA (2003), ao estudarem a pele da face de 110 mulheres, também, viram que na faixa etária mais idosa (50 a 60 anos), a elasticidade foi menor (rigidez maior) para esse grupo e a elasticidade maior nos indivíduos por volta dos 20 e 30 anos. Todavia, SANDERS (1973), por meio do teste de torção usado para avaliar a elasticidade da pele normal de 19 participantes de ambos os sexos, e BOYER *et al.* (2009), usando a técnica de indentação na pele íntegra do antebraço de 04 homens, encontraram resultados contrários em que observaram maiores valores de E em indivíduos mais jovens e menores valores com o envelhecimento.

Segundo CASTELO-BRANCO *et al.* (1994), o conteúdo de colágeno na pele atinge seu pico na faixa etária de 20 a 40 anos e diminui entre as idades de 40 e 60 anos. Os achados dos autores acima, encontrados em 76 mulheres nulíparas, foram congruentes com os do presente trabalho. Houve uma redução do módulo de Young com a idade, na pele sem estrias. A voluntária com 31 anos apresentou o valor médio de E igual à $67,81 \pm 22,87$ kPa, após essa idade, houve uma redução dos valores de rigidez, vistos nos participantes de 35 anos ($45,16 \pm 20,97$ kPa), 36 anos ($39,25 \pm 14,65$ kPa) e 43 anos ($60,69 \pm 17,51$ kPa). A comparação dos resultados de SANDERS (1973) com a literatura mostrou que o módulo de elasticidade da pele não é um parâmetro constante. Como a pele não é um meio homogêneo e isotrópico, módulos bastante diferentes podem ser encontrados em diferentes condições experimentais.

Estudos mencionam a variabilidade das propriedades mecânicas do tecido tegumentar com o envelhecimento. A mudança mais pronunciada está na redução da extensibilidade da pele. Com o envelhecimento há degradação das fibras elásticas. A rede de colágeno torna-se menos densa após os trinta anos, contribuindo para redução da rigidez da pele e a composição da substância amorfa fica mais aquosa e menos viscosa com a idade avançada (SILVER *et al.* 2001). ZAHOUANI *et al.* (2014) acrescentam que, com o avançar da idade, a espessura, profundidade, densidade e orientação das linhas de tensão mudam. Isto ocorre porque a estruturação da derme (fibras colágenas e elásticas), que expressam a tensão mecânica (em repouso) sofre alteração. Com envelhecimento, algumas linhas se tornam visíveis, a anisotropia fica mais acentuada e as fibras colágenas diminuem resultando na redução da rigidez tecidual. Por outro lado, WILKES *et al.* (1973) afirmam que o módulo de Young permanece relativamente constante para todas as idades. A estrutura e organização da pele jovem e velha são diferentes, mas a quantidade total de colágeno e elastina permanece constante.

Segundo KAIRA *et al.* (2016a), embora existam controvérsias em relação aos valores de E e a idade, a maioria dos pesquisadores apoiam a teoria que a rigidez da pele aumenta progressivamente com a idade, levando ao aumento de E (DIRIDOLLOU *et al.* 2000, ALEXANDER e COOK, 2006). Este padrão tende a acontecer segundo KAIRA *et al.* (2016a), porque a espessura da pele depende da idade e da região corporal, aumenta até os trinta anos, levando a redução de E e varia inversamente depois dessa idade, gerando aumento do valor de E . Acrescentam os autores acima que a mensuração de E depende também de fatores, tais como: Tipo de pele (classificação de Fitzpatrick), grau de hidratação da pele (o módulo de Young é inversamente proporcional a essa propriedade) e exposição à radiação UV. Este efeito mostrou-se presente, predominantemente, ao estrato córneo, espessura e composição das camadas.

Ao se comparar os módulos de Young do quadril de duas mulheres com mesma idade (26 anos), evidenciou-se na Figura 56 que, embora tenha havido uma tendência à redução da rigidez entre a pele normal (variação de E foi de 41,26 kPa à 74,99 kPa) e com estria (valores de E variando de 22,47 kPa à 55,23 kPa) das duas participantes, na Figura 56 (superior), observa-se que houve diferença estatística ($p < 0,05$) entre os valores de rigidez da pele sem estria entre as voluntárias nas posições B, C e D. Na pele com estria, este resultado foi estatisticamente diferente ($p < 0,05$) quando o transdutor foi posicionado nas direções A, C e D (Figura 55 inferior). Além disso, a rigidez da pele

sem estria para uma das participantes teve uma variação maior dos valores de E (CV igual a 23,81 %). Na outra mulher, o módulo de Young da pele apresentou uma menor variação dos valores de E (CV igual a 5,00 %) indicando uma tendência dos valores de E permanecerem constantes, quando mensurados nas quatro posições.

Os achados do presente estudo sugerem que indivíduos de mesmo sexo e idade podem apresentar diferentes valores do módulo de Young, mesmo que mensurados em regiões corporais idênticas. Estes resultados apontam que a influência sobre os valores de E exercida pela variação individual (p.ex., espessura da pele) pode ser muito maior que os efeitos provocados pela idade e sexo. HARA *et al.* (2013) observaram, em 78 mulheres com idade entre 20 e 68 anos, que variações de elasticidade tecidual também depende da espessura e composição de cada camada. Notaram que os valores de rigidez da epiderme (EP) aumentaram com a idade, enquanto o da DE permaneceu constante. Segundo KAIRA *et al.* (2016a), o estrato córneo (localizado acima da EP) é a camada que possui maior valor de E (100,00 kPa), seguido em ordem decrescente, pelos módulos da DE (75,00 kPa), EP (25,00 kPa) e H (8,00 kPa), portanto, sugere medir os valores de E em cada camada de forma individual, pois módulo de Young da pele sofre influência das camadas adjacentes.

Influência do Sexo. Com relação ao gênero e valores de E , discordâncias também são relatadas em estudos que reportam que a pele se comporta de maneira diferente com a idade para homens e mulheres. Os valores médios de E na pele das mulheres sem estria foi de $54,53 \pm 7,78$ kPa e com estria, de $39,12 \pm 5,48$ kPa. No homem, na pele sem e com estria, os módulos corresponderam a $36,09 \pm 11,77$ kPa e $26,74 \pm 9,04$ kPa, respectivamente. Quando comparada a rigidez da pele entre ambos os sexos (Figuras 53-57), nota-se que houve uma tendência de maiores valores de E na pele das mulheres. Isto foi observado tanto na região do quadril quanto na do glúteo.

Quando os resultados da mensuração do módulo de Young da pele do quadril de duas mulheres e um homem com mesma idade (26 anos) foram comparados, observa-se na Figura 57 que, na região sem estria entre os indivíduos, não houve diferença estatística ($p = 0,13$) dos valores de E , apenas no posicionamento A. Por outro lado, na pele com estria, os dados indicaram que houve diferença estatística significativa ($p < 0,05$) entre os valores de rigidez dos três participantes, independente do posicionamento usado (Figura 57). Comparando os resultados das Figuras 56 e 57 em relação ao sexo, os dados mostraram tendência a uma maior diferença da rigidez da pele sem estria entre as duas mulheres do que quando confrontado com a do homem. Os

dados entre os módulos de Young da pele sem estria (Figura 56) nas duas mulheres apresentaram diferença estatística significativa ($p < 0,05$) em 75,00 % das posições (B, C e D).

Os resultados da mensuração entre os valores de E da pele normal do homem e a mulher número um (Figura 57) tiveram diferença estatística ($p < 0,05$) em 25,00 % das posições (na orientação D), enquanto, quando comparado seus dados com os da voluntária dois, os valores foram estatisticamente diferentes ($p < 0,05$) em 50,00 % das posições (nas orientações B e C). Estes achados também foram semelhantes aos encontrados na pele com estria entre as duas mulheres. Os valores de E da pele das duas voluntárias foram estatisticamente diferentes ($p < 0,05$) em 75,00 % das posições (A, C e D). Nos casos em que este parâmetro foi confrontado entre a pele com estria do homem e das duas mulheres, o módulo da pele entre os três participantes foi significativamente diferente em 50,00 % das posições A e B, com a mulher 1, e orientações B e D com a mulher 2 (Figura 57).

Estudos relatam que a pele dos homens é mais espessa que nas mulheres (DIRIDOLLOU *et al.*, 2000). Acharam valores mais elevados de espessura da pele no sexo masculino (5,20 %), quando comparado com a do feminino. No entanto, no presente estudo, na derme sem estria, o valor médio da espessura desta camada nas mulheres ($1,47 \pm 0,68$ mm) foi maior que o encontrado nos homens ($1,29 \pm 0,50$ mm). ESCOFFIER *et al.* (1989) mensuraram a espessura da pele do antebraço de 54 homens e 69 mulheres saudáveis com US operando a frequência central de 25 MHz e encontraram valor maior nos homens (16,00 %) após os trinta anos. No presente trabalho houve uma tendência da redução da espessura da derme no sexo feminino a partir dos 30 anos, porém nos homens, efeito inverso foi observado na espessura do tecido dérmico em que seu valor aumentou após essa idade.

KAIRA *et al.* (2016a) acreditam que há uma relação inversa entre a espessura da pele e o módulo de Young cutâneo. Os autores, em sua pesquisa bibliográfica, concluíram que os estudos observaram que a espessura cutânea aumenta com a idade até 30 anos, levando à redução do módulo e varia inversamente após essa idade causando aumento deste parâmetro. DIRIDOLLOU *et al.* (2000) em sua pesquisa também encontraram aumento do módulo de Young da pele após as idades de 30 e 50 anos, em ambos os sexos. Entretanto, uma diferença no padrão foi observada após os 80 anos de idade, em que o módulo aumentou nos homens e diminuiu nas mulheres. Para os

autores, a variação do módulo de Young pode ser entendida também pela mudança na espessura da pele que ocorre com a idade no sexo masculino e feminino.

Na presente pesquisa, ao se mensurar os módulos de Young do tecido cutâneo fisiológico em ambos os sexos, observou-se que houve uma tendência à redução da rigidez tecidual com a idade, sendo visto nas mulheres, após os 31 anos (Figuras 53 e 54) e nos homens, após os 26 anos (Figuras 53, 55 e 57). FIROOZ *et al.* (2007) concordam que variações nas propriedades biofísicas da pele podem ser causadas por influência do sexo, idade e região corporal. Embora, tenham evidenciado que a elasticidade cutânea tenha sido maior (rigidez menor) em mulheres do que nos homens, no entanto, a diferença não foi estatisticamente significativa ($p > 0,05$). ISHIKAWA *et al.* (1995) embora tenham encontrado diferentes valores de E ao estudarem diferentes regiões corporais (falanges, mão, mama e antebraço) de 191 voluntários saudáveis de ambos os sexos, também não evidenciaram correlação entre as propriedades elásticas da pele e o sexo.

ZHENG e MAK (1999) usando o teste de indentação na pele íntegra de membros inferiores de 04 mulheres e 04 homens em diferentes posturas (sentada com joelho à 90°, sentada com joelho à 90° e com dorsiflexão e na postura em pé) e HARA *et al.* (2013), ao analisarem a pele da “bochecha” de 78 mulheres saudáveis, encontraram uma relação inversa entre a espessura da pele e o seu módulo de Young. ZHENG e MAK (1999) observaram que o valor médio de módulo nos homens (em diferentes locais e posturas) foi 40 % maior que nas mulheres. No presente estudo, evidenciou-se que no sexo feminino, os valores médios de E foram maiores que nos homens para todas as posições do transdutor. Na pele sem estria, no sexo feminino, os valores médios de E foram maiores 27,40 % (A), 32,88 % (B), 16,62 % (C) e 38,74 % (D) que os do sexo masculino. Na pele com estria, nas mulheres, os valores médios de E foram maiores 8,15 % (A), 49,35 % (B), 15,49 % (C) e 34,41 % (D) que os do homem.

A porcentagem de gordura e o nível de hidratação da pele podem ter influenciado nos valores de E para esses achados. O índice de massa corporal no sexo masculino ($24,77 \pm 3,85 \text{ kg m}^{-1}$) foi mais elevado do que no feminino ($23,42 \pm 3,83 \text{ kg m}^{-1}$). A média de IMC nos homens foi 5,49 % maior que nas mulheres. Tecidos com maiores percentuais de gordura tendem a apresentar menores valores do módulo de elasticidade (KAIRA *et al.*, 2016a). Outro fator relevante que tem grande influencia na mensuração do módulo é o grau de hidratação da pele do indivíduo. Por essa razão é importante analisar a influencia do gel usado sobre a pele para o acoplamento do

transdutor nos valores do módulo de Young do tecido cutâneo durante o experimento. Sugere-se para os próximos estudos, que se faça a comparação entre os valores de E em função do tempo para avaliar a influência do gel na hidratação da pele e, concomitantemente, nos valores do módulo de Young da pele. Estudos apontam que a influência da hidratação nas propriedades mecânicas das camadas da pele foi observada na literatura, mas ficando restrita ao estrato córneo. No entanto, a maioria dos estudos reporta que, com o aumento da hidratação ocorre diminuição do módulo de Young da pele e que aplicação de géis ou outros produtos químicos podem influenciar as suas características mecânicas (KAIRA *et al.*, 2016a, FIROOZ *et al.*, 2012). No estudo, os valores de E foram mais altos no sexo feminino, indicando uma maior rigidez na pele das mulheres que na dos homens. Na presente pesquisa, após aplicação de questionário (Apêndice II) aos voluntários, observou-se que, no grupo feminino, 71,43 % das mulheres relataram que tinham a pele seca e 28,57 %, a pele oleosa. Nos homens, 100,00 % dos participantes relataram que tinham a pele oleosa.

Além disso, a hidratação cutânea pode ser diferente de acordo com a idade, etnia e as áreas corporais. Pessoas que vivem em regiões com maiores incidências solares em que a pele fica mais exposta aos raios UV, possuem a pele mais ressecada e, conseqüentemente, apresentam maior rigidez tecidual. Além disso, com o envelhecimento a hidratação cutânea diminui, resultando no aumento do módulo de Young da pele e, concomitantemente, maior rigidez tecidual (DIRIDOLLOU *et al.* 2007). No entanto, resultados contraditórios também foram observados por LIANG e BOPPART (2010) ao investigarem o módulo de Young da pele saudável de indivíduos do sexo masculino, usando diferentes frequências para pele úmida, seca e normal. Os valores dos módulos obtidos a frequência de 50 Hz foram mais baixos na pele úmida (hidratada) e mais altos na pele seca (desidratada). Em frequências maiores (600 Hz), a pele úmida e normal apresentou elevação do módulo e um declínio do seu valor na pele seca.

A escala de Fitzpatrick (ver questionário, Apêndice II) classifica a pele em 06 tipos (SACHDEVA, 2009). Quanto menor o número da classificação indica que ela é mais sensível à luz solar e está mais propensa ao desenvolvimento de câncer de pele. As mulheres que participaram do estudo apresentaram a pele do tipo I, II e III enquanto, nos homens, a pele foi do tipo III e IV. Estes achados sugerem que o tipo de pele encontrado no sexo feminino tem a predisposição de ser mais afetado pelos raios UV,

diminuindo o nível de hidratação cutânea destas participantes, aumentando, assim, o módulo de Young cutâneo.

De acordo com BLANK (1952), o estrato córneo recebe uma mistura de fluidos oriunda das camadas subjacentes. As glândulas sudoríparas tornam-se ativas em temperaturas acima de 30 °C e as áreas expostas ao sol tendem a perder maior conteúdo de água devido à evaporação, reduzindo o teor de hidratação do estrato córneo, aumentando o seu módulo de Young.

HARA *et al.* (2013) acrescentam que o módulo de Young da camada epidérmica aumenta com a idade, enquanto, que da derme permanece constante ao longo do tempo. KAIRA *et al.* (2016a) acrescentam que a maioria dos trabalhos assume um modelo de camada única de pele para avaliação dos seus parâmetros mecânicos. Os autores sugerem que uma abordagem baseada no modelo formado por três camadas, considerando os efeitos dos tecidos subjacentes, deva ser considerada para estimativa do módulo de Young da pele. Variações na propriedade elástica da pele podem ser resultantes da contribuição de camadas subjacentes (estrato córneo, epiderme, derme e hipoderme) e de outros fatores (p.ex. espessura, hidratação da pele, IMC, posição do membro e outros) influenciando também nos valores do módulo de Young cutâneo.

Dado esse cenário, pode-se concluir que existem diversas contradições entre os resultados experimentais na mensuração do módulo de Young do tecido tegumentar normal com relação aos tipos de testes aplicados, localização corporal, idade, sexo, nível de hidratação, espessura da pele e orientação das LTPs. Além disso, os parâmetros utilizados e número de amostras dos estudos encontrados na literatura são diferentes dos abordados no presente trabalho, o que pode influenciar na discussão dos nossos resultados.

Pesquisas que cite valores do módulo de Young da pele com estria são escassos (BOGDAN *et al.* 2017). Não foram encontrados estudos que enfoquem na mensuração do módulo de Young na pele com estria em relação às LTPs, sexo, idade e região corporal, o que dificulta avaliar quaisquer correlações dos dados aqui obtidos, com a literatura. Observou-se ainda, nesse estudo, que a direção das linhas de estria proposta por LEMPERLE *et al.* (2014) seguiram o padrão em 100 % dos participantes e que 72,73 % dos voluntários apresentaram, na região analisada, estrias do tipo deprimida e 27,27 % do tipo elevada.

Além disso, entre os participantes do estudo (fase I e II), 69,29 % destes relataram que alimentam algum tipo de sentimento (vontade de escondê-la, vergonha,

impotência, chateação ou decepção) pela presença de estrias na pele, enquanto, 35,71 % dos voluntários responderam que as estrias não causam nenhum constrangimento estético.

7 CONCLUSÃO

No presente estudo, as imagens ultrassônicas obtidas com USAR operando com o transdutor às frequências de 20 MHz e 30 MHz foram satisfatórias para visualizar as três camadas da pele, tanto na região sem estrias quanto na pele com estrias e determinar a relação entre a espessura da derme sem e com estrias. A frequência de 30 MHz mostrou melhor acurácia para mensurar as espessuras da epiderme e derme *in vivo*. O método com USAR também demonstrou sua capacidade de fornecer resolução suficiente para o exame e identificação *in vivo* de lesões dérmicas (que aparecem hipocóicas e com padrões distintos) causadas pela presença de estrias dérmicas, em tempo real e de modo não invasivo, usando imagens ultrassônicas 2D. No entanto, é necessário usar transdutores com frequências mais altas, acima de 50 MHz, para medir a espessura da epiderme. Em geral, no estudo, a espessura das camadas da pele sem estria se apresentaram maiores que da pele com estria. No entanto, pode-se observar que a espessura da pele depende de fatores extrínsecos (p.ex. frequência) e intrínsecos (p.ex. anatomia, idade, sexo, IMC, região corporal, e outros). Portanto, as imagens de ultrassom 2D podem ser usadas para avaliar quantitativamente a eficácia de protocolos terapêuticos para estas afecções dérmicas.

A elastografia *supersonic shear imaging* (SSI), no estudo, forneceu parâmetros suficientes para medir quantitativamente os valores do módulo de Young da derme sem e com estria dérmica. Em geral, os resultados encontrados no trabalho evidenciaram uma tendência de maiores valores médios de E na pele sem estria, quando comparados com o tecido estriado, corroborando com os achados da literatura que afirmam que o tecido cutâneo fisiológico, por possuir maior quantidade de tecido conjuntivo, confere tenacidade e rigidez à pele. Também, pode-se observar que os valores do módulo de Young na literatura são controversos e inconclusivos, pois dependem de fatores extrínsecos (p.ex. posição do membro) e intrínsecos (LTPs, idade, sexo, IMC, tipo e hidratação da pele, dentro outros). Isto foi observado no presente estudo em que os valores de E foram mais elevados, p ex., na pele do sexo feminino, em indivíduos com a pele seca ou quando o transdutor foi colocado a 45° às LTPs. Portanto, a SSI mostrou-se ser uma técnica promissora e de grande potencial para mensurar, *in vivo*, a rigidez da pele sem e com estria dérmica e, dessa forma, facilitar sua monitoração precoce de forma não-invasiva, além do percurso e a evolução da aplicação de protocolos

terapêuticos usados no tratamento destas dermatoses. Entretanto, pesquisas adicionais em maior escala ainda são necessárias. Os dados obtidos neste estudo poderão fornecer informações relevantes para confecção de futuros estudos utilizando a técnica SSI com esta finalidade. Outro fato relevante constatado no trabalho é que 69,29 % dos voluntários relataram por meio de questionário que sentem algum tipo de constrangimento estético (vontade de escondê-la, vergonha, impotência, chateação ou decepção) pela presença de estrias na pele.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABDEL-LATIF, A.M., ELBENDARY, A.S., 2008, "Treatment of striae distensae with microdermabrasion: a clinical and molecular study". *J Egypt Worn Dermatol Soc.*,v.5,n.1, pp.24-30.

ABOUD, K.A., ABOUD, A.A., 2013, "Names of Lines" in Dermatology Literature". *Our Dermatol Online.*, v.4, n.2, pp: 251-53.

ABDEL-LATIF, A.M., ELBENDARY, A.S., 2008, "Treatment of striae distensae with microdermabrasion: a clinical and molecular study". *JEWDS*, v.5, n.1, pp.24-30.

ADAMSKI, Z., 2017, "Current applications of high-frequency ultrasonography in dermatology". *Adv Dermatol Allergol.*,v. XXXIV, n.6, pp. 535-42.

ADDOR, F.A.S., SCHALKA S., PEREIRA, V.M.C., *et al.*, 2010, "Pregnancy and predisposition to striae: correlation with the skin's biomechanical properties". *Surg Cosmet Dermatol.*, v. 2, n. 4, pp. 253-6.

AFSAR, F.S., 2017, "Analysis of pediatric dermatology inpatient consultations in a pediatric teaching hospital". *Arch Argent Pediatr.*, v.115, n.6, pp.e377-e384.

AGABALYAN, N.A., SU, S., SINHA, S., *et al.*, 2017, "Comparison between high-frequency ultrasonography and histological assessment reveals weak correlation for measurements of scar tissue thickness". *Burns*, v.43, n.3, pp. 531-8.

AGACHE, P.G., MONNEUR, C., LEVEQUE, J.L, *et al.*, 1980, "Mechanical properties and Young`s modulus of human skin". *Arch. Dermatol. Res.*, v. 269, n.3, pp. 221-32.

AGACHE, P., HUMBERT, P., 2004, "Measuring the Skin". Springer-Verlag: Berlim.

AL-HIMDANI, S., UD-DIN, S., GILMORE, *et al.*, 2014, “Striae distensae: a comprehensive review and evidence-based evaluation of prophylaxis and treatment”. *Br J Dermatol.*, v.170, n.3, pp.527-47.

AL-DHALIMI, M.A., NASYRIA, A.A.A., 2013, “A comparative study of the effectiveness of intense pulsed light wavelengths (650 nm vs 590 nm) in the treatment of striae distensae”. *Journal of Cosmetic and Laser Therapy.*, v. 15, n.3, pp. 120-5.

ALFAGEME, F., CERESO, E., FERNANDEZ, I.S., *et al.*, 2016, “Introduction of Basic Dermatologic Ultrasound in Undergraduate Medical Education”. *Ultrasound International Open*, v.2, pp. E136-E139.

ALHIMDANI, S., UDDIN, S., GILMORE, S., *et al.*, 2014, “Striae Distensae: A Comprehensive Review and EvidenceBased Evaluation of Prophylaxis and Treatment”. *The British Journal of Dermatology*, v. 170, n. 3, pp.527-47.

ALVES, G.F., VARELLA, T.C.N., NOGUEIRA, L.S.C., 2005, “Dermatologia e gravidez”. *AnBras Dermatol.*, v.80, n.2, pp. 179-86.

ALVES, R.O., BOIN, M.F.C., CROCCO, E.I., 2015, “Striae after topical corticosteroid: Treatment with nonablative fractional laser 1540nm”. *Journal of Cosmetic and Laser Therapy.*,v.17, issue 3,pp. 143-47.

ALDAHAN, A.S., SHAH, V.V., MLACKER, S., 2016, “Laser and Light Treatments for Striae Distensae: A Comprehensive Review of the Literature”. *American Journal of Clinical Dermatology.* v.17, Issue 3, pp. 239-56.

ALEXANDER, H, MILLER, D.L., 1979, Determining skin thickness with pulsed ultrasound. *J Invest 3 Dermatol.*, v.72, n.1, pp.17-9.

ALEXANDER, H., COOK, T., 2006, “Variations with age in the mechanical properties of human skin in vivo”. *J Tissue Viability*, v.16, n.3, pp.6-11.

ALVES, R.O., BOIN, M.F., CROCCO, E.I., 2015, "Striae after topical corticosteroid: Treatment with nonablative fractional laser 1540nm". *J Cosmet Laser Ther.*, v.17, n.3, pp.143-7.

AMBROZIAK, M., PIETRUSKI, P., NOSZCZYK, B., *et al.*, 2018, "Ultrasonographic elastography in the evaluation of normal and pathological skin – a review". *Postępy Dermatologii i Alergologii/Advances in Dermatology and Allergology*. doi:10.5114/ada.2018.77069.

ANKERSEN, J., BIRKBECK, A.E., THOMSON, R.D., *et al.*, 1999, "Puncture resistance and tensile strength of skin simulants". *Proc Inst Mech Eng.*, v. 213, n.6, pp. 493-501.

ANNAIDH, A. N., BRUYERE, K., DESTRADE, M., *et al.*, 2012, "Characterization of the anisotropic mechanical properties of excised human skin". *J Mech Behav Biomed Mater*, v. 5, n.1, pp. 139-48.

ATWAL, G.S.S., MANKU, L.K., GRIFFITHS, C.E.M., *et al.* 2006, "Striae gravidarum in primiparae". *Br J Dermatol.*, v. 155, n.5, pp.965-69.

ASH, K., LORD, J., ZUKOWSKI, M., *et al.*, 1998, "Comparison of topical therapy for striae alba (20% glycolic acid/0.05% tretinoin versus 20% glycolic acid/10% L-ascorbic acid)". *Dermatol Surg.*, v.24, n.8, pp.849-56.

AOYAMA, T., FRANCKE, U., GASNER, C., *et al.*, 1995, "Fibrillin abnormalities and prognosis in Marfan syndrome and related disorders". *Am J Med Genet.*, v.58, n.2, pp. 169-76.

BAMBER, J., COSGROVE, D., DIETRICH, C.F., *et al.*, 2013, "guidelines and recommendations on the clinical use of ultrasound elastography: Part 1. *Basic principles and technology*. *Ultraschall Med.*, v.34, n.2, pp.169-84.

BANI, D., CALOSI, L., FAGGIOLI, L., 2014, "Effects of high-frequency ultrasound treatment on human skin tissues". *Surg Cosmet Dermatol.*, v.6, n.2, pp.138-46.

BARCAUI, E.O., CARVALHO, A.C.P., LOPES, F.P.P.L., *et al.*, 2016, “High frequency ultrasound with color doppler in dermatology”. *An Bras Dermatol.*, v.91, n. 3, pp. 262-73.

BARCAUI, E.O., CARVALHO, A.C.P., PIÑEIRO-MACEIRA, J., *et al.*, 2015, “Study of the skin anatomy with high-frequency (22 MHz) ultrasonography and histological correlation”. *Radiol Bras.*, v.48, n.5, pp.324-9.

BARR, R.G., FERRAIOLI, G., PALMERI, M.L., *et al.*, 2015, Elastography Assessment of Liver Fibrosis: Society of Radiologists in Ultrasound Consensus Conference Statement. *Radiology*, v.276, n.3, pp. 845-61.

BARR, R.G., MEMO, R., SCHAUB, C.R., 2012, “Shear wave ultrasound elastography of the prostate: initial results”. *Ultrasoundquarterly*, v. 28, n.1, pp.13-20.

BARROS, O.R.A., PITA, R.P.R., PITA, B.M.C., *et al.*, 2012, “Efeitos da microdermoabrasão associada à microgalvanopuntura no tratamento de estrias atróficas. Estudo de caso”. In: Congresso Brasileiro de Fisioterapia DermatoFuncional, Recife, Pernambuco, Brasil. Disponível em :<https://docplayer.com.br/47242991-Efeitos-da-microdermoabrasao-associada-a-microgalvanopuntura-no-tratamento-de-estrias-atroficas-estudo-de-caso.html> . Acesso em 19 Fev. 2019.

BAVU, E., GENNISSON, J.L., COUADE, M., *et al.*, 2011, “Noninvasive in vivo liver fibrosis evaluation using supersonic shear imaging: a clinical study on 113 hepatitis C virus patients”. *Ultrasound Med Biol.*, v.37, pp.1361-73.

BENSOUILAH, J., BUCK, P., “Skin structure and function”. In: Bensouilah, J. Buck, P. (eds), *Aromadermatology: Aromatherapy in the treatment and care of common skin conditions*. chapter 1, Oxford, Seattle: USA, Radcliffe Publishing, 2006.

BERCOFF, J., TANTER, M., FINK, M., 2004, “Supersonic shear imaging: A new technique for soft tissue elasticity mapping”. *IEEE Trans Ultrasound Ferroelectr Freq Control.*, v.51, n.4, pp. 396-409.

BERCOFF, J., MULLER, M., TANTER, M., *et al.*, 2003, “Study of viscous and elastic properties of soft tissues using supersonic shear imaging”. *IEEE Symposium on Ultrasonics*, v.1, pp. 925-8.

BERGFELD, W.F., 1999, “A lifetime of healthy skin: implications for women”. *Int J Fertil Womens Med.*, v.44, n 2, pp.83-95.

BERTIN, C., DA CUNHA, A..L, NKENGNE, A., *et al.*, 2014, “Striae distensae are characterized by distinct microstructural features as measured by non-invasive methods in vivo”. *Skin Res Technol.*, v.20, n.1, pp.81-6.

BHATTA, A.K., KEYAL, U., LIU, Y., 2018, “Application of High Frequency Ultrasound in Dermatology”. *Discovery Medicine*, v. 26, n.145, pp. 237-42.

BHOWMIK, A., REPAKA, R., MISHRA, S.C., 2015, “Thermal analysis of the increasing subcutaneous fat thickness within the human skin”. *Numerical Heat Transfer, Part A: Applications*, n. 67, issue 3, pp. 313-29.

BIMBI, C., MARTINI, L., 2018, “A reflection on medical versus aesthetic dermatology: Case series. *Res Clin Dermatol.* v.1, n. 2, pp.8-9.

BLANK, I.H., 1952, “Factors Which Influence the Water Content of the Stratum Corneum1”. *J Invest Dermatol.*, v.18, n.6, pp. 433-40.

BLEVE, M., CAPRA, P., PAVANETTO, F., *et al.*, 2012, “Ultrasound and 3D skin imaging: Methods to evaluate efficacy of striae distensae treatment”. *Dermatol Res Pract.*, v. 2012, n.7, pp. 1-10.

BOBADILHA, F., WORTSMAN, X., MUNˆOZ, C., *et al.*, 2008, “Pre-surgical high resolution ultrasound of facial basal cell carcinoma: correlation with histology. *Cancer Imaging*, v.8, pp. 163-72.

BOGDAN, C., IURIAN, S., TOMUTA, I., *et al.*, 2017, “Improvement of skin condition in striae distensae: development, characterization and clinical efficacy of a cosmetic

product containing *Punicagranatum* seed oil and *Croton lechlerii* resin extract". *Drug Design, Development and Therapy* . v.11, pp. 521-31.

BOJUNGA, J., HERMANN, E., MEYER, G., *et al.*, 2010, "Real-time elastography for the differentiation of benign and malignant thyroid nodules: a meta-analysis". *Thyroid*, v. 20, n.10, pp.1145-50.

BORGES, F.S., 2010, "Modalidades Terapêuticas nas Disfunções Estéticas". Phorte: São Paulo.

BORGES, A.F., 1984, "Relaxed skin tension lines (RSTL) versus other skin lines". *Plast Reconstr Surg.*, v. 73, pp. 144-50.

BORGES, A.F., ALEXANDER, J.E., 1962, "Relaxed skin tension lines, z-plasties on scars, and fusiform excision of lesions". *Br J Plast Surg.*,v.15, pp.242-54.

BOYER, G., LAQUIÈZE, L., LE BOT, A., *et al.*, 2009, "Dynamic indentation on human skin in vivo: ageing effects". *Skin Res Technol.*, v. 15, n.1, pp. 55-67.

BOYER, G., ZAHOUANI, H., LE BOT, A., *et al.*, 2007, "In vivo characterization of viscoelastic properties of human skin using dynamic micro-indentation". *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.*, v.2007, n.2007, pp. 4584-7.

BRODAL, E., MELANDSO, F., JACOBSEN, S., 2011, "Performance of an ultrasonic imaging system based on a 45-MHz linear PVDF transducer array: a numerical study". *Advances in Acoustics and Vibration*, v. 2011, n.2011, pp. 1-15.

BUCHANAN, K., FLETCHER, H.M., REID, M., 2010, "Prevention of striae gravidarum with cocoa butter cream". *International Journal of Gynaecology and Obstetrics*, v.108, n.1, pp.65-8.

BURK, C.J, 2007, "Striae". *Arch pediatr adolesc med.*, v.162,n. 3,pp. 278.

BURGESS, C.M., 2005, "Cosmetic Dermatology". Springer: Berlin.

BUSH, J., FERGUSON, M.W., MASON, T., *et al.*, 2007, “The dynamic rotation of Langer’s lines on Facial Expression”. *J Plast Reconstr AesthetSurg.*,v.60, pp. 393-9.

BUSHBERG, J.T., SEIBERTH, J.A., LEIDHOLDT, E.M., *et al.*, 2012, “The essential physics of medical imaging”. Lippincott Williams & Wilks: Philadelphia.

CACCAVALE, S., CACCAVALE, T., LA MONTAGNA, M., 2016, “Pustular psoriasis occurring on the striae distensae: An umpteenth example of immunocompromised cutaneous district. *Indian J Dermatol.*, v.61, issue, pp. 565-6.

CAO, W., SUN, Y., LIU, L., 2018,“A Multicenter Large-Sample Shear Wave Ultrasound Elastographic Study of the Achilles Tendon in Chinese Adults”. *J Ultrasound Med.*, v.2018. doi: 10.1002/jum.14797.

CARAMASCHI, F. R., LANDMAN, G., VANA, L. P., *et al.*, 1995, “Study of Oxytalanic Fibers of Striae: Variations with Relation to the Skin”. *Rev. Hosp. Clin. Fac.Med. São Paulo*, n.50 (suppl), pp.35-38.

CARVALHO, C.P., DE OLIVEIRA, V.B, CATELANI, F., *et al.*, 2014, " Caracterização das camadas da pele sem e com estrias albas com ultrassom de 18 MHz”. In: Anais do XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica, Uberlândia, MG, Brasil.

CASTELO-BRANCO, C., PONS, F., GRATACÓS, E., *et al.*, 1994, “Relationship between skin collagen and bone changes during aging”. *Maturitas*, v.18, n.3, pp.199-206.

CASTERA L, VERGNIOL J, FOUCHER J, *et al.*, 2005, “Prospective comparison of transient elastography, Fibrotest APRI, and liver biopsy for the assessment of fibrosis in chronic hepatitis C”. *Gastroenterology*, v. 128, n.2, pp. 343-50.

CASTERA, L., FORNS, X., ALBERTI, A., 2008, “Non-invasive evaluation of liver fibrosis using transient elastography”. *Journal of hepatology*, v. 48, n.5, pp.835-47.

CHAN, W., AKHTAR, S., PHIPPS, A., 2006, "Striae Distensae in Tissue-Expanded Skin in the Upper Arm". *Annals of Plastic Surgery.*, v. 57, n.2, pp.240-1.

CHANDA, A., CALLAWAY, C., 2018, "Tissue Anisotropy Modeling Using Soft Composite Materials". *Applied Bionics and Biomechanics*, v. 2018, ID 4838157, pp. 1-9.

CHANG, A.L.S., AGREDANO, Y.Z., KIMBALL, A.B., 2004, "Risk factors associated with striae gravidarum". *J Am Acad Dermatol.*,v.51, n.6, pp. 881-5.

CHANG, J. M., PARK, I.A., LEE, S.H., *et al.*, 2013, "Stiffness of tumours measured by shear-wave elastography correlated with subtypes of breast cancer". *European Radiology*, v. 23, n. 9, pp. 2450-8.

CHEN, S., URBAN, M.W., PISLARU, C., *et al.*, 2009, "Shearwave dispersion ultrasound vibrometry (SDUV) for measuring tissue elasticity and viscosity". *IEEE Trans Ultrassom Ferroelectr Freq Control.*, v. 56, n.1, pp. 55-62.

CHERNOSKY, M.E., KNOX, J.M., 1964, "Atrophic striae alter occlusive corticosteroid therapy". *Archives of Dermatology*, v.90, pp.15.

CHO, S., PARK, E.S., LEE, D.H., *et al.*, 2006, "Clinical features and risk factors for striae distensae in Korean adolescents". *J Eur Acad Dermatol Venereol.*, v.20, n.9, pp.1108-13.

CHOPRA, K., CALVA, D., SOSIN, M., *et al.*, 2015, "A Comprehensive Examination of Topographic Thickness of Skin in the Human Face". *Aesthetic Surgery Journal*, v. 35, n.8, pp. 1007-13.

CHOUDHURY, B.N., JAIN, A., DAS BARARUAH, U., 2018, "Dermatological manifestations of chronic liver disease". *Int J Res Dermatol.*,v. 4,n.2, pp. 224-9.

CHREN, M.M., LASEK, R.J., FLOCKE, S.A., *et al.*, 1997, "Improved Discriminative and Evaluative Capability of a Defined Version of Skindex, a Quality-of-Life Instrument for Patients with Skin Diseases". *Arch Dermatol.*,v.133, n.11, pp.1433-40.

COBBOLD, R.R.S., 2007, “Foundations of biomedical ultrasound”. Oxford University Press: New York,USA.

CORDEIRO, R.C., MORAES, A.M., 2009, “Striae Distensae: physiopathology”. *Surgical & Cosmetic Dermatology*,v.1, n.3, pp:137-40.

CORDEIRO, R.C., ZECCHIN, K.G., DE MORAES, A.M., 2010, “Expression of estrogen, androgen, and glucocorticoid receptors in recente striae distensae”. *Int J Dermatol.*, v.49, n.1, pp.30-2.

CORDEIRO, R.C.T., 2009, “Striae distensae: estudo clínico e da expressão de receptores de estrógeno, andrógeno e glicocorticoide por Western blot”. Tese de D.Sc., Universidade Estadual de Campinas/UNICAMP, Faculdade de Ciências Médicas, Campinas, SP, Brasil. Disponível em: http://bdtd.ibict.br/vufind/Record/CAMP_621566f0fea805f214a11aa9dba15916.

Acesso em 17 fev. 2019.

CORNEJO, C.M., KIM, E.J., ROSENBAACH, M., et al., 2015, “ Atypical manifestations of graft-versus-host disease”. *J Am Acad Dermatol.*, v.72, n.4, pp. 690-95.

CRISAN, D., LUPSOR, M., BOCA, A., et al., 2012a, “Ultrasonographic assessment of skin structure according to age”. *Indian J Dermatol Venereol Leprol.*, v.78, n.4, pp. 519.

CRISAN, M., BADEA, R., CATTANI, C., et al., 2012b, “Imagistic Noninvasive Assessment of Skin Ageing and Anti-Ageing Therapies”. In: Nagata, T. (ed) Senescence. Italy: InTech. Disponível em: <http://www.intechopen.com/books/senescence/imagistic-noninvasive-assessment-of-skinageing-and-anti-ageing-therapies>. Acesso em 11 Jan 2019.

CROCCO, E.I., MANTOVANI, P. A., VOLPINI, B.M.F., 2012, “In search of treatments for striae rubra and striae alba: a dermatologists’ challenge”. *Surg Cosmet Dermatol.*, v.4, n.4, pp.332-7.

CUI, X.W., JENSSEN, C., SAFTOIU, A., *et al.*, 2013, “New ultrasound techniques for lymph node evaluation”. *World journal of gastroenterology*, v. 19, n.30, pp. 4850-60.

DAROLT, A., DE LIMA, L.M., 2010, “O efeito da galvanopuntura em estrias atróficas”. *FisioBrasil*, v.13, n.98, pp.8-13.

DARVAY, A., ACLAND, K., LYNN, W., *et al.*, 1999, “Striae formation in two HIV positive persons receiving protease inhibitors”. *J Am Acad Dermatol.*, v. 41, n 3 (pt 1), pp.467-9.

DE-BAUMAN, M., WALTHER, M., DE-WECK, R., 1987, “Effectiveness of alphastria cream in the prevention of pregnancy stretch marks (striae distensae). Results of a double-blind study”. *Gynakologische Rundschau.*, v.27, n.2, pp.79-84.

DEFFIEUX, T., MONTALDO, G., TANTER, M., *et al.*, 2009, “ Shear wave spectroscopy for in vivo quantification of human soft tissues visco-elasticity”. *IEEE Trans Med Imaging*, v.28, n.3, pp. 313-22.

DEJONG, H.M., ABBOTT, S., ZELESCO, M., *et al.*, 2017, “The validity and reliability of using ultrasound elastography to measure cutaneous stiffness, a systematic review”. *Int J Burn Trauma*, v. 7, n.7, pp.124-41.

DIETRICH, C. F., BARR, R. G., FARROKH, A., 2017, “Strain Elastography - How To Do It?”. *Ultrasound Int Open*, v.3, n.4, pp. E137-E149.

DIRIDOLLOU, S., PATAT, F., GENS, F., *et al.*, 2000, “In vivo model of the mechanical properties of the human skin under suction”. *Skin Res Technol.*,v.6, n.4, pp.214-21.

DIRIDOLLOU, S., DE RIGAL, J., QUERLEUX, B., *et al.*, 2007, “Comparative study of the hydration of the stratum corneum between four ethnic groups: influence of age”. *International Journal of Dermatology.*, v.46, n.1, pp.11-4.

DRAKONAKI, E.E., ALLEN, G.M., WILSON, D.J., 2009, "Real-time ultrasound elastography of the normal Achilles tendon: reproducibility and pattern description". *Clin Radiol.*, v.64, n.12, pp. 1196-1202.

DYBIEC, E., PIETRZAK, A., ADAMCZYK, M., *et al.*, 2015, "high frequency ultrasonography of the skin and its role as an auxillary tool in diagnosis of benign and malignant cutaneous tumors-A Comparison of Two Clinical Cases". *Acta Dermatol venerol Croat.*, v.23, n.1, pp.43-7.

EBERT, M.H., 1933, "Hypertrophic striae disrensae". *Archives of Dermatology and Syphiology*, v.28, n.6, pp. 825-35.

EHLERS, C., IVENS, U.I., MOLLER, M L., *et al.*, 2001, "Females have lower skin surface pH than men: a study on the influence of gender, forearmsite variation, right/left difference and time of the day on the skin surface pH". *Skin Research and Technology*, v.7, n.2, pp. 90-4.

ELSAIE, M.L., BAUMANN, L.S., ELSAAIEE, L.T., 2009, "striae distensae (stretch marks) and diferentemodalitis of therapy: an update. *Dermatologic Surgery.*, v.9, n.35,pp.563-73.

ELSHIMY, N., GANDHI, A., 2013, "A teenager with lumbar striae distensae (when a bruise is not a bruise)". *BMJ Case Rep.*, v.2013, n.2013, pp.1-2.

ELSON, M.L., 1990, "Treatment of striae distensae with topical tretinoin". *J Dermatol Surg Oncol.*, v.16, n.3, pp.267-70.

ELSTON, D.M., STRATMAN, E.J., MILLER, S.J., 2016, "Skin biopsy: Biopsy issues in specific diseases". *J Am Acad Dermatol.*, v.74, n.1, pp.1-16.

ELTON, R.F., PINKUS, H., 1966, "Striae in Normal Men". *Arch Dermatol.*,v.94,n.1, pp:33-4.

ESCOFFIER, C., DE RIGAL, J., ROCHEFORT, A., *et al.*, 1989, “Age-Related Mechanical Properties of Human Skin: An In Vivo Study”. *J Invest Dermatol.*, v. 93, n.3, pp. 353-7.

EUVRAD, S., KANITAKIS, J., COCHAT, P., *et al.*, 2001, “A. Skin diseases in children with organ transplants”. *J Am Acad Dermatol.*, v.44, n.6, pp.932-39.

FARAHNIK, B., PARK, K., KROUMPOUZOS, *et al.*, 2017, “Striae gravidarum: Risk factors, prevention, and management.. International Journal of Women's Dermatology”. *Int J Womens Dermatol.*, v.3, n.2, pp. 77-85.

FERNANDES, B.A.C.S., BOTELHO, M.C., FREITAS, J.O.G., *et al.*, 2015, “Análise comparativa da pele com e sem estrias alba e de pacientes no período pré-operatório de dermolipectomia abdominal”. *Fisioterapia Brasil.*,v.16, n.2, pp.143-47.

FIROOZ, A., SADR, B., BABAKOOHI, S., *et al.*, 2012, “Variation of Biophysical Parameters of the Skin with Age, Gender, and Body Region”. *Scientific World Journal*, v. 2012, n, 2012, pp. e386936.

FISH, P., 1999, “Physics and Instrumentation of Diagnostic Medical Ultrasound”. John Wiley and Sons: England.

FOSTER, F.S., PAVLIN, C.J., HARASIEWICZ, K.A., *et al.*, 2000, “Advances in ultrasound biomicroscopy”. *Ultrasound Med Biol.*, v. 26, n.1, pp.1-27.

FOSTER, F.S., PAVLIN, C.J., LOCKWOOD, G.R., *et al.*, 1993, “Principles and Applications of Ultrasound Backscatter Microscopy,” *IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control.*, v.40, n. 5, pp. 608-17.

FOWLER, J., JARVIS, P., CHEVANNES, M., 2002, “Practical statistics for nursing and health care”. John Wiley & Sons, Ltd: West Sussex, England.

FRITSCH, M., ORFANOS, C.E., ZOUBOULIS, C.C., 2001, "Sebocytes are the key regulators of androgen homeostasis in human skin". *J Invest Dermatol.*, v.116, n.5, pp. 793-800.

FUNG, Y.C., 1981, "Biomechanics: Mechanic properties of living tissues". Springer-Verlag: New York, USA.

GALDINO, A.P.G., DIAS, K.M., CAIXETA, A., 2010, "Análise comparativa do efeito da corrente microgalvânica: estudo de caso no tratamento de estrias atróficas". *Revista Eletrônica SAÚDE CESUC*, v.1, n.1, pp. 38-47.

GALLAGHER, A.J., ANNIADH, A.N., BRUYERE, K., *et al.*, 2012, "Dynamic tensile properties of human skin". In: International Research Council on the Biomechanics of Injury (IRCOBI) Conference, Dublin, Ireland.

GANS, O., STEIGLEDER, G. H., 1925, "Histologie der Hautkrankheiten". Springer: Berlin.

GARCIA, A.E.A., MARTINS, A. B.T., LOBO, L.B.C., *et al.*, 2012, "Corrente microgalvânica no tratamento de estrias atróficas: revisão de literatura". *Revista Diálogos Acadêmicos*, n. 1, v. 2, pp. 104-9.

GARCIA-HIDALGO, L., OROZCO-TOPETE, R., GONZALEZ-BARRANCO, J., *et al.*, 1999, "Dermatoses in 156 obese adults". *Obes Res.*, v.7, n.3, pp. 299-302.

GARCIA-HIDALGO, L., 2002, "Dermatological complications of obesity". *Am J Clin Dermatol.*, v.3, n.7, pp. 497-506.

GARCIA-RODIÑO, S., SÁNCHEZ-AGUILAR, D., ALISTE, C., *et al.*, 2017, "Cutaneous acute graft-versus-host disease with isomorphic disposition over striae distensae in a 12-year-old girl". *International Journal of Dermatology.*, v. 56, n.2, pp.e26-e43.

GELSEA, K., PO"SCHLB, E., AIGNER, T., 2003, "Collagens-structure, function, and biosynthesis". *Advanced Drug Delivery Reviews.*, v.55, n. 2003, pp. 1531-46.

GENNISSON, J.L., DEFFIEUX, T., FINK, M., *et al.*, 2013, "Ultrasound elastography: principles and techniques". *Diagn Interv Imaging*, v.94, n.5, pp. 487-95.

GENNISSON, J.L., CATHELINE, S., CHAFFAR, S., *et al.*, 2003, "Transient elastography in anisotropic medium: application to the measurement of slow and fast shear wave speeds in muscles". *J Acoust Soc Am.*, v. 114, n. 1, pp.536-41.

GIANNOULA, A., 2008, "Propagation of shear waves generated by a finite amplitude ultrasound radiation force in a viscoelastic medium". Tese de Ph.D., University of Toronto, Toronto, Ontario, Canada.

GIBSON, T., 1978, "Karl Langer and his lines". *Br J Plast Surg.*, v.31, pp.1-2.

GILABERTE, Y., PRIETO-TORRES, L., PASTUSHENKO, I., JUARRANZ, A., 2011, "Chapter 1-Anatomy and Function of the Skin". *Nanoscience in Dermatology*, v.2016, pp.1-14.

GILTAY, E.J., GOOREN, L.J., 2000, "Effects of sex steroid deprivation/administration on hair growth and skin sebum production in transsexual males and females". *J Clin Endocrinol Metab.*, v. 85, n.8, pp.2913-21.

GIRAULT, P.Y., WATON, J., BARBAUD, A., *et al.*, 2009, "Isomorphic disposition of chronic graft-versus-host disease in striae distensae". *J Eur Acad Dermatol Venereol.*, v. 23, n.5, pp. 574-5.

GNIADHECKA, M., 2001, "Effects of aging on dermal echogenicity". *Skin Res Technol.*, v.7, n.3, pp. 204-7.

GNIADHECKA, M., SERUP, J., SONDERGAARD, J., 1994, "Age-related diurnal changes of dermal oedema: Evaluation by high-frequency ultrasound". *Br J Dermatol.*, v.131, pp.849-55.

GOLDBERG, D.J., MARMUR, E.S., SCHMULTS, C., *et al.*, 2005, “Histologic and ultrastructural analysis of ultraviolet B laser and light source treatment of leukoderma in striae distensae”. *Dermatol Surg.*, v.31, n.4, pp. 385-7.

GOYA, C., DAGGULLI, M., HAMIDI, C., *et al.*, 2015, “The role of quantitative measurement by acoustic radiation force impulse imaging in differentiating benign renal lesions from malignant renal tumours”. *La Radiologia medica*, v. 120, n.3, pp. 296-303.

GROOVER, I.J., ALSTER, T.S., 2000, “Laser revision of scars and striae”. *Dermatol. Therapy*, v.13, issue 1, pp. 50-9.

GROVES, R., 2012, “Quantifying the mechanical properties of skin in vivo and ex vivo to optimise microneedle device design”. Ph.D. Thesis, Institute of Medical Engineering & Medical Physics School of Engineering. Cardiff University, Cardiff, Wales, Reino Unido e Grã-Bretânia.

GUIMARÃES, P, MONTEIRO, A. P.; HADDAD, A., *et al.*, 2013, “Distensae after Breast Augmentation: Treatment Using the Nonablative Fractionated 1550-nm Erbium Glass Laser”. *Plastic and Reconstructive Surgery.*, v.131, issue 3, pp. 636-42

GUIRRO, E.C.O., GUIRRO, R.R., 2004, “Fisioterapia Dermatofuncional: Fundamentos, Recursos e Patologias”. Manole: Barueri, São Paulo.

HAGARI, Y., NORIMOTO, M., MIHARA, M., 1997, “Linear focal elastosis associated with striae distensae in an elderly woman”. *Cutis*, v.60, n.5, pp. 246-48.

HAGUE, A., BAYAT, A., 2017, “Therapeutic targets in the management of striae distensae: A systematic review. *J Am Acad Dermatol.*, v.77, pp.559-68.

HAMBLIN, M.R., AVCI, P., GUPTA, G.K., “In vivo human skin elasticity measurement by surface acoustic wave. Method”. In: Li, C., Guan, G., Wang, R., Huang, Z. (eds), *Imaging in Dermatology*. chapter 23, London: USA. Elsevier Inc. 2016.

HAMILL, J., KNUTZEN, K., 1999, “Bases Biomecânicas do Movimento Humano”. Editora Manole Ltda: São Paulo.

HASHIMOTO, L., 1974, “New methods for surface ultrastructure”. *Int J Dermatol.*, v.13, n.6, pp.357-81.

HENDRIKS, F.M., 2001, “Mechanical behaviour of human skin in vivo: A literature review”. Disponível em <https://pdfs.semanticscholar.org/975e/38a4599ac81ad440dcca6ebee6a31417655e.pdf>. Acesso em 04 fev. 2019.

HENDRIKS, F.M., BROKKEN, D., VAN EEMEREN, J.T.W.M., *et al.*, 2003, “A numerical-experimental method to characterize the non-linear mechanical behaviour of human skin”. *Skin Res Technol.*, v. 9, n.3 pp. 274-283.

HENDRIKS, F., 1969, “Mechanical behaviour of human skin in vivo”. *Biomed Eng.*, v.4, n.7, pp: 322-7.

HERCHENHAN, A., UHLENBROCK, F., ELIASSON, P., *et al.*, 2015, “Lysyl Oxidase Activity Is Required for Ordered Collagen Fibrillogenesis by Tendon Cells”. *the journal of biological chemistry.*, v. 290, n.26, pp. 16440–50.

HERMANNNS, J.F., PIÉRARD, G.E., 2006, “High-resolution epiluminescence colorimetry of striae distensae”. *J Eur Acad Dermatol Venereol.*, v.20, n.3, pp.282-7.

HERNANDEZ-PEREZ, E., CHARRIER, E.C., VALENCIA-IBIETT, E., 2002, “Intense pulsed light in the treatment of striae distensae”. *Dermatol Surg.*, v.28, n.12, pp. 1124-30.

HIDALGO, L.G., 2002, “Dermatological complications of obesity”. *J Am Clin Dermatol.*, v.3, n.7, pp. 497-506.

HOLZAPFEL, G. A., "Biomechanics of Soft Tissue". In: Leimatre, J. (ed), *The Handbook of material behavior nonlinear models and properties*. chapter 10, Boston: USA. Academic Press, 2001.

HUR, K.Y., KIM, J.H., KIM, B. J., et al., 2015, "Clinical Guidelines for the Diagnosis and Treatment of Cushing's Disease in Korea". *Endocrinol Metab (Seoul)*., v.30, n.1, pp.7-18.

HUSTON, R. L., 2009, "Principles of Biomechanics". CRC Press, Taylor & Francis Group: Florida, USA.

HSU, T.S., KAMINER, M.S., 2003, "The use of non ablative radiofrequency technology to tighten the lower face and neck". *Semin Cutan Med Surg.*, v.22, n.2, pp.115-23.

GAUGLITZ, G. G., REINHOLZ, M., KAUDEWITZ, P., et al., 2013, "Treatment of striae distensae using an ablative Erbium: YAG fractional laser versus a 585-nm pulsed-dye laser". *J Cosmetic Laser Ther.*, v.16, n.3, pp.117-9.

GIANNOULA, A., COBBOLD, R.S. 2009, "Propagation of shear waves generated by a modulated finite amplitude radiation force in a viscoelastic medium". *IEEE Trans Ultrason Ferro electr Freq Control.*, v.56, n. 3, pp . 575-8.

GIANNOULA, A., 2008, "Propagation of shear waves generated by a finite amplitude ultrasound radiation force in a viscoelastic medium". Ph.D. Thesis, University of Toronto, Toronto, Canada.

GOLDMAN, A., ROSSATO, F., PRATTI, C., 2008, "Stretch marks: treatment using the 1,064 nm Nd:YAG laser". *Dermatol Surg* ., v.34, n.5,pp.1-7.

HARA, Y., MASUDA, Y., HIRAO, T., et al., 2013, "Relationship between the Young's modulus of the stratum corneum and age: a pilot study". *Skin Res Technol.*, v. 19, n.3, pp.339-45.

HIDALGO, L.G., 2002, "Dermatological complications of obesity". *Am J Clin Dermatol.*, v. 3, n. 7, pp.497-506.

HUANG, Y.P, ZHENG, Y.P, LEUNG, S.F, *et al.*, 2007, "High frequency ultrasound assessment of skin fibrosis: clinical results". *Ultrasound in Med.& Biol.*, v.33, n.8, pp. 1191-98.

IGARASHI, T., NISHINO, K., NAYAR, S.K., 2007, "The Appearance of Human Skin: A Survey. Technical Report Dept. of Computer Science". *Foundations and TrendsR in Computer Graphics and Vision.*, v.3, n.1, pp. 1-95.

ISHIKAWA, T., ISHIKAWA, O., MIYACHI, Y., 1995, "Measurement of skin elastic properties with a new suction device (I): Relationship to age, sex and the degree of obesity in normal individuals". *Journal of Dermatology*, v. 22,n.10, pp.713-7.

ITOH, A., UENO, E., TOHNO, E., *et al.*, 2006, "Breast disease: clinical application of US elastography for diagnosis". *Radiology*, v.239, n.2, pp. 341-50.

JACQUEMOUD, C., BRUYERE-GARNIER, K., CORET, M., 2007, "Methodology to determine failure characteristics of planar soft tissues using a dynamic tensile test". *J Biomech.*, v. 40, n.2, pp. 468-75.

JAMES, R., KESTURU, G., BALIAN, G., *et al.*,2008, "Tendon: Biology, Biomechanics, Repair, Growth Factors, and Evolving Treatment Options". *J. Hand Surg. Am.*, v.33, n.1, pp.:102-12.

JASIUNIENE, E.,KAZYS, R., 2011, "Principles of high-frequency ultrasonography for investigation of skin pathology". *J Eur Acad Dermatol Venereol.*, v.25, n.4, pp.375-82.

JEANMAIRE, C., DANOUX, L., FREIS, O., *et al.*, 2013, "A histological study highlighting new targets for stretch mark correction". *IFSCC Magazine.*, v.16, n.3, pp. 187-91.

JOHNSTON, R.B., “Disorders of Collagen”. In: Johnston, R.B. (ed), *Weedon's Skin Pathology Essentials*. chapter 11, Florida: USA, Elsevier Limited, 2017.

KADLER, K.E., HILL, A., CANTY-LAIRD, E.G., 2008, “Collagen fibrillogenesis: fibronectin, integrins, and minor collagens as organizers and nucleators”. *Current Opinion in Cell Biology*., v. 20, pp.495-01.

KADUNC, B., PALERMO, E., ADDOR, F., METSAVAHT, L., RABELLO, L., MATTOS, R., MARTINS, S., 2013, “Estrias recentes e antigas. In: Tratado de Cirurgia Dermatológica, Cosmiatria e Laser: Da Sociedade Brasileira de Dermatologia”. Elsevier Editora Ltda: Rio de Janeiro.

KAIRA, A., LOWE, A., AL-JUMAILY, A.M., 2016a, “An Overview of Factors Affecting the Skin's Young's Modulus”. *J Aging Material Sci Eng.*, v.4, n. 2, pp.156.

KAIRA, A., LOWE, A., AL-JUMAILY, A.M., 2016b, “Mechanical Behaviour of Skin: A Review”. *J Material Sci Eng.*, v.5, n. 4, pp. 254.

KARIMIPOUR, D.J., KARIMIPOUR, G., ORRINGER, J.S., 2010, “Microdermabrasion: an evidence-based review”. *Plast.Reconstr.Surg.*, v.125, n.1, pp. 372-7.

KARSAI, S., ROOS, S., HAMMES, S., *et al.*, 2007, “Pulsed dye laser: what's new in non-vascular lesions”. *JEADV.*, v. 21, n.7, pp. 877-90.

KASIELSKA-TROJAN A., SOBCZAK, M., ANTOSZEWSKI, B., 2015, “Risk factors of striae gravidarum”. *Int J Cosmet Sci.*, v.37, n.2, pp. 236-40.

KHAOTHONG, K., “In vivo measurements of the mechanical properties of human skin and muscle by inverse finite element method combined with the indentation Test”. In: Lim, C.T., Goh, J.C.H. (eds), *6th World Congress of Biomechanics (WCB 2010)*. *IFMBE Proceedings*, v.1, Berlin: Heidelberg.Springer, 2010.

KHARB, S., GUNDGURTHI, A., DUTTA, M.K., *et al.*, 2012, “Striae atrophicans: a mimic to Cushing’s cutaneous striae”. *Indian J Endocrinol Metab.*, v.16, Suppl 1, pp.S123.

KHAVKIN, J., ELLIS, D.A.F., 2011, “Aging Skin: Histology, Physiology, and Pathology”. *Facial Plast Surg Clin N Am.*, v.19, n.2011, pp. 229-34.

KIM, B.J., LEE, D.H., KIM, M.N., *et al.* 2008, “Fractional photothermolysis for the treatment of striae distensae in Asian skin”. *Am J Clin Dermatol.*,v.9, n.1,pp.33-7.

KLEINERMAN, R., WHANG, T.B., BARD, R.L., *et al.*, 2012, “Ultrasound in dermatology: principles and applications”. *J Am Acad Dermatol.*, v. 67, n.3, pp. 478-87.

KOLASRSICK, P.A.J., KOLASRSICK, M.A., GOODWIN, C., 2011, “Anatomy and Physiology of the Skin”. *Journal of the Dermatology Nurses Association*, v.3, n.4, pp. 203-13.

KONOFAGOU, E.E., OPHIR, J., KROUSKOP, T.A., *et al.*, 2003, “Elastography: from theory to clinical applications”. In: 2003 Summer Bioengineering Conference, Key Biscayne, Florida, USA.

KOONTZ, J.P., 2014, “A pilot study: pirfenidone, 8% (kitoscell) as a treatment for striae distensae”. M.Sc. Dissertation. Boston University School of Medicine, Boston, USA.

KORGAVKAR, K., WANG, F., 2015, “Stretch marks during pregnancy: a review of topical prevention”. *Br J Dermatol.*, v.172: n.3, pp.606-15.

KOULAOUZIDIS, A., BHAT, S., MOSCHOS, J., 2007, “Skin manifestation of liver diseases”. *Annals of hepatology*, v.6, n.3, pp. 181-84.

KWON, C.W., LEE, C.W., KIM, Y.T., *et al.*, 1993, “ Urticarial vasculitis developed on the striae distensae during pregnancy. *Int J Dermatol.*, v. 32, n. 10, pp. 751-52.

LACOURPAILLE, L. NORDEZ, A., HUG, F., *et al.*, 2014, “Time-course effect of exercise-induced muscle damage on localized muscle mechanical properties assessed using elastography”. *Acta Physiologica*, v. 211, n. 1, pp. 135-46.

LAGE, T.P.I., SANTOS, E.W.A.I., SANTOS, I.C.S.I., 2009, “Estudo comparativo entre acupuntura e galvanopuntura em estrias tegumentares”. *Revista Funcional*, v. 2, n.2, pp. 21-32.

LANGER, K., 1978, “On the anatomy and physiology of the skin I. The cleavability of the cutis”. *Br J Plast Surg.*, v. 31, n.1,pp. 3-8.

LAWRENCE-KATZ, J.,1980, “Anisotropy of Young’s modulus of bone”. *Nature*, v.283, n. 5742, pp. 106.

LAWRENCE, S.H., SLAKIN, D., SCHWARTZ, J.A., *et al.*, 1953, “Rupture of abdominal wall through striae distensae during cortisone therapy”. *JAMA.*, v.152, n. 16, pp.1526-27.

LEE, J.H., LEE, E.K., KIM, C.W., *et al.*, 1999, “A case of edematous striae distensae in lupus nephritis”. *J Dermatol.*, v.26, n.2, pp.122-24.

LEE, K.S., RHO, Y.J., JANG, S.I., *et al.*, 1994, “Decreased expression of collagen and fibronectin genes in striae distensae tissue”. *Clin Exp Dermatol.*,v.19, n.4, pp.285-88.

LEE, Y., HWANG, K., 2002, “Skin thickness of Korean adults”. *Surgical and Radiologic Anatomy*, v.24, n.3-4, pp. 183-9.

LEMPERLE G., TENENHAUS, M., KNAPP, D., *et al.*, 2014, “The direction of optimal skin incisions derived from striae distensae”. *Plast Reconstr Surg.*, v. 134, n.6, pp.1424-34.

LERNIA, V., BONCI, A., CATTANIA, M., *et al.*, 2001, “Striae Distensae (rubrae) in Monozygotic Twins (letter)”. *Pediatr Dermatol.*, v.18,n.3, pp.261-2.

LESHIN, B., “Proper Planning and Execution of Surgical Excisions”. In: Wheeland R.G. (ed), *Basic Surgical Concepts and Procedures. Cutaneous Surgery*, chapter 15; Philadelphia: USA, WB Saunders company, 1994.

LEUNG, A.K.C., BARANKIN, B., 2013, “Physiological Striae Atrophicae of Adolescence with Involvement of the Upper Back”. *Case Reports in Pediatrics*, v. 2013, n.2013, pp.1-3.

LEUNG, A.K.C., BARANKIN, B., 2017, “physiological striae atrophicae of adolescence with involvement of the axillae and proximal arms”. *Case Reports in Pediatrics.*, v. 2017, Article ID 7678086, pp.1-3.

LIANG, X., BOPPART, S.A., 2010, “Biomechanical properties of in vivo human skin from Dynamic Optical Coherence Elastography”. *IEEE Trans Biomed Eng.*,v. 57, n.4,pp. 953-9.

LIMA, K.M.M., 2017, “Elastografia supersonic shear imaging em músculo esquelético: análise da anisotropia do músculo gastrocnemio lateral e relação entre a angulação de fibras musculares e sintéticas e o módulo de cisalhamento”. Tese de Ph.D, Programa de engenharia Biomédica/PEB/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

LIMA, K.M.M., COSTA JÚNIOR, J.F., PEREIRA, W.C.A., *et al.*, 2018, “Assessment of the mechanical properties of the muscle-tendon unit by supersonic shear wave imaging elastography: a review”. *Ultrasonography*, v.37, n.1, pp.3-15.

LIPPERT, L.S., 2018, “Cinesiologia Clínica para Fisioterapeutas”. Guanabara Koogan: Rio de Janeiro.

LIU, C.I., HSU, C.H., 2010, “Leukaemia cutis at the site of striae distensae: an isotopic response?”. *Acta DermVenereol.*,v. 90, n.4, pp.422-3.

LIU, D.T.Y., 1974, “Striae gravidarum”. *Lancet.*, v.1, n.7858, pp. 625.

LLAMAS-VELASCO, M., PAREDES, B.E., 2012, “Basic concepts in skin biopsy. Part I”. *ActasDermosifiliogr.*, v.103, n.1, pp. 12-20.

LOUBET, J. L., GEORGES J. M., MARCHESINI, O., *et al.*, 1984, “Vickers indentation curves of magnesium oxide (MgO)”. *J Tribol.*, v. 106, n.1, pp.43-8.

LOVELL, C.R, SMOLENSKI, K.A., DUANCE, V.C, *et al.*, 1987, “Type I and III collagen content and fibre distribution in normal human skin during ageing”. *Br J Dermatol.*, v.117, n.4, pp.419-28.

LUCAS, V.S., BURK, RS., CREEHAN, S., *et al.*, 2014, “Utility of high-frequency ultrasound: moving beyond the surface to detect changes in skin integrity”. *Plast Surg Nurs.*, v.34, n.1, pp. 34-8.

LUIS-MONTOYA, P., PICHARDO,-VELÁZQUEZ P., HOJYO-TOMOKA, M.T., *et al.*, 2005, “Evaluation of subcision as a treatment for cutaneous striae”. *J Drugs Dermatol.*, v.4, n.3, pp. 346-50.

LUMPKIN E.A., CATERINA, M.J., 2007, “Mechanisms of sensory transduction in the skin”. *Nature*, v. 445, pp.858-65.

LURIE, S., MATAS, Z., FUX, A., *et al.*, 2011, “Association of serum relaxin with striae gravidarum in pregnant women”. *Arch Gynecol Obstet.*, v.283, n.2,pp. 219-22.

LV, F., TANG, J., LUO, Y., *et al.*, 2012, “Muscle Crush Injury of Extremity: Quantitative Elastography with Supersonic Shear Imaging”. *Ultrasound in Medicine and Biology*, v. 38, n.5, pp. 795-802.

MAcGREGOR, J.L., WESLEY, N. O., 2017, “Striae distensae (stretch marks)”. Disponível em: <https://rafaelotsuzidotnet.files.wordpress.com/2016/08/striae-distensae-stretch-marks-uptodate.pdf> . Acesso em: 13 fev. 2019.

MAGANARIS, C.N., NARICI, M. V., MAFFULLI, N., 2008, “Biomechanics of the Achilles tendon”. *Disabil Rehabil*, v. 30, n. (20-22), pp. 1542-7.

MAIA, M., MARCON, C. R., RODRIGUES, S.B., AOKI, T., 2009, “Estrias de distensão na gravidez: fatores de risco em primíparas”. *An Bras Dermatol.*, v.84, n.6, pp.599-605.

MAIA, M., MARÇON, C.R., RODRIGUES, S.B., *et al.*, 2010, “Stretch marks in pregnancy: a comparative study of risk factors among primiparae in private and public health system maternity hospitals”. *Surg Cosmet Dermatol.*, v.2, n.3, pp.165-72.

MAIA, M., MARÇON, C.R., RODRIGUES, S.B., *et al.*, 2010, “Stretch marks in pregnancy: a comparative study of risk factors among primiparae in private and public health system maternity hospitals”. *Surg Cosmet Dermatol.*, v.2, n.3, pp. 165-72.

MAIO, M., 2011, “Tratado de Medicina Estética”. Roca: São Paulo.

MAITI, R., GERHARDT, L.C., LEE, Z.S., *et al.*, 2016, “In vivo measurement of skin surface strain and sub-surface layer deformation induced by natural tissue stretching”. *J Mech Behav Biomed Mater.*, v.62, n.2016, pp.556-69.

MALKOVA, S., 2015, “The effect of an innovative gel in the prevention and treatment of striae distensae”. *New EU Magazine of Medicine (NEUMM)*, v.2015, pp.1-4.

MAN, M.Q., XIN, S.J., SONG, S.P., *et al.*, 2009, “Variation of skin surface pH, sebum content and stratum corneum hydration with age and gender in a large chinese population”. *Skin Pharmacology and Physiology*, v.22, n.4, pp.190-99.

MANDAVA, A., RAVURI, P.R., KONATHAN, R., 2013, “High-resolution ultrasound imaging of cutaneous lesions”. *Indian Journal of Radiology and Imaging.*, v. 23, issue 3, pp.269-77.

MASAND, M., 2012, “Physiological striae in adolescence: not physical abuse”. *Emerg Med J.*, v. 29, n. 1, pp.9.

MARRAKCHI, S., MAIBACH, H.I., 2007, “Biophysical parameters of skin: map of human face, regional, and age-related differences”. *Contact Dermatitis*, v.57, n.1, pp.28-34.

MARTINS, N.S.F., 2014, “Geração de imagens 3D de biomicroscopia ultrassônica: Validação da técnica e imagem volumétrica do gastrocnêmio lateral de rato *in vivo*”. Dissertação de M.Sc., Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica/COPPE, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

MARTINS, G., FILHO, F.B., SASSO, L.S., *et al.*, 2013, “Cosmiatry from the perspective of women: a pilot-study in three Brazilian states”. *Surg Cosmet Dermatol.*, v. 5,n.3, pp. 226-33.

MARTINS, N.S.F., CARNEIRO, L.T., DANTAS, H.M., *et al.*, 2015, “Generation of 3D ultrasound biomicroscopic images: technique validation and in vivo volumetric imaging of rat lateral gastrocnemius”. *Res Biomed Eng.*, v. 31, n. 2, pp. 85-96.

McDANIEL, D.H., 2002, “Laser therapy of stretch marks”. *Dermatol Clin.*, v.20, n.1, pp. 67-76.

McGLONE, F., REILLY, D., 2010, “The cutaneous sensory system”. *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*, v. 34, n.2010, pp. 148-59.

McKUSIC, V.A., 1971, “Transversae Striae Distensae in the lumbar area in father and two sons”. *Birth Defects*, v.7, n.8, pp. 260-1.

McLAFFERTY, E., HENDRY, C., ALISTAIR, F., 2012, “The integumentary system: anatomy, physiology and function of skin”. *Nurs Stand.*, v. 27, n. 3, pp. 35-42.

MENON, G.K., “Skin Basics; Structure and Function”. In: Papas, A (ed), *Lipids and Skin Health*. chapter II, New Jersey: USA, Springer International Publishing Switzerland, 2015.

MIRSKY, I., PARMLEY, W.W., 1973, “Assessment of passive elastic stiffness for isolated heart muscle and the intact heart”. *Circulation research*, v. 33, n. 2, pp. 233-43.

MISHRIKI, Y.Y., 2000, “Asymptomatic 'streaks' in a healthy young man. Adolescent lumbar striae”. *Postgrad Med.*, v.107, n.4,pp. 237-40.

MITTS, T.F., JIMENEZ, F., HINEK, A., 2005, "Skin biopsy analysis reveals predisposition to stretch mark formation". *Aesthetic Surg J.*, v.25, n.6, pp.593-600. MONTGOMERY, H., 1967, "Dermatopathology". Harper & Row: New York.

MLOSEK, R.K., DĘBOWSKA, R.M., LEWANDOWSKI, M., *et al.*, 2011, "Imaging of the skin and subcutaneous tissue using classical and high-frequency ultrasonographies in anti-cellulite therapy". *Skin Res Technol*, v.17, n.4, pp. 461-8.

MOHAMED L., ELSAIE M.D., LESLIE S., *et al.*, 2009, "Striae Distensae (Stretch Marks) and Different Modalities of Therapy: An Update". *Dermatol Surg.*, v.35, n. 4, pp.563-73.

MOHAMED-ALI, GRIFFITH, R., FALTO-AIZPURUA, L., *et al.*, 2014, "Famous Lines in History Langer Lines". *JAMA Dermatol.*, v.150, n.10, pp.1087.

MOORE, T.L., LUNT, M., McMANUS B., *et al.*, 2003, "Seventeen-point dermal ultrasound scoring system-a reliable measure of skin thickness in patients with systemic sclerosis". *Rheumatology (Oxford)*, v.42, n. 12, pp. 1559-63.

MORAES, A.M., CINTRA, M.L., SAMPAIO, S.A.P., *et al.*, 2000, "The ultrastructural and Histophotometric Study of Elastic and Collagen Fibers in Type II Ehlers-Danlos syndrome and Subclinical forms". *Ultrastructural Pathol.*, v.24, n.3, pp.129-34.

MORAES, A.M., SAMPAIO, S.A.P., SOTTO, M.N., *et al.*, 2000, "Previsão das cicatrizes atróficas por meio da distensibilidade cutânea". *An Bras Dermatol.*, v.75, n.4, pp.447-56.

MORGANTI, P., 2002, "Aesthetic Medicine and Cosmetology between East and West". *J Appl Cosmetol.*, v.20, pp.247-57.

MOSKOWITZ, R., FREUNDLICH, B., PETROZZI, J., 1983, "Lupus erythematosus arising in striae distensae". *Cutis*, v. 31, n.5, pp. 503-05.

MOSTAFA, O. M., AHMED, N.A., 2018, “Comparative study between: Carboxytherapy, platelet-rich plasma, and tripolar radiofrequency, their efficacy and tolerability in striae distensae”. *J Cosmet Dermatol.*, v.2018, pp.1-10.

MULAZZANI, L., CANTISANI, V., PISCAGLIA, F., 2019, “Different techniques for ultrasound liver elastography”. *Journal of Hepatology*, v.10, n.3, pp. 545-7.

MURPHY, J., GOODHALL, W., PATTERSON, A., 2017, “Langer's Lines - What are they and do they matter?”. *British Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, v.55, issue 10, pp.e86-e87.

MURPHY, J.G., 2014, “Evolution of anisotropy in soft tissue”. *Proc. R. Soc.*, v.A 470, pp. 20130548.

NAEINI, F.F., SOGHRATI, M.J., 2012, “Fractional CO2 laser as an effective modality in treatment of striae alba in skin types III and IV”. *Res Med Sci.*, v.17, n.10, pp.928-33.

NAEINI, F.F., BEHFAR, S., ABTAHI-NAEINI, B., KEYVAN, S., POURAZIZI, M., 2016, “Promising Option for Treatment of Striae Alba: Fractionated Microneedle Radiofrequency in Combination with Fractional Carbon Dioxide Laser”. *Dermatology Research and Practice.*, v. 2016, n.2016, pp. 1-6.

NAKANO, Y., MOTEGI, K., 1983, “Orientation of cleavage lines, fibrous connective tissues and blood vessels in the facial skin”. *J Maxillofac Surg.*, v.11, n.2, pp. 58-63.

NARDELLI, L., 1936, “Importanza semiologica delle “striae cutis atrophicae””. *Boll sez Region Soc Ital Dermatol.*, v.1, pp.46.

NATIONAL INSTITUTES OF HEALTH (NIH), 2008, “Cushing’s syndrome”. Disponivel em: [file:///C:/Users/w_coe/Downloads/Cushings Syndrome 508.pdf](file:///C:/Users/w_coe/Downloads/Cushings_Syndrome_508.pdf). Acesso em 18 Fev. 2019.

NIEMAN, L.K., ILIAS, I., 2005, “Evaluation and treatment of Cushing’s syndrome”. *The Journal of American Medicine.*, v.118, n.12, pp. 1340-6.

- NIGAM, P.K., 1989, "Striae cutis distensae". *Int J Dermatol.*, v. 28, n.7, pp. 426-28.
- NITTA, N., SHIINA, T., UENO, E.I., 2002, "Quantitative Assessment and Imaging of Viscoelastic Properties of Soft Tissue". In: 2002 IEEE Ultrasonics Symposium, Munich, German, German.
- NIZET, J.L., PIERARD-FRANCHIMONT, C., PIERARD, G.E., 2001, "Influence of body posture and gravitational forces on shear wave propagation in the skin, *Dermatology*. v.202, n.2, pp.177-80.
- NOWICKI, A., DOBRUCH-SOBCZAK, K., 2016, "Introduction to ultrasound elastography". *Journal of Ultrasonography.*, v.16, n.65, pp.113-24.
- OBAGI, Z.E., OBAGI, S., ALAITI, S., *et al.*, 1999, "TCA-based blue peel: a standardized procedure with depth control". *Dermatol Surg.*, v.25, n. 10, pp.773-80.
- OHTA, H., MAKITA, K., KAWASHIMA, T., *et al.*, 1998, "Relationship between dermatophysiological changes and hormonal status in pre-, peri-, and postmenopausal women". *Maturitas*, v.30, n.1, pp.55-62.
- OLERUD, J.E., O'BRIEN, W.J.R., RIEDERER-HENDERSON, M.A., *et al.*, 1987, Ultrasonic assessment of skin and wounds with the scanning laser acoustic microscope. *J Invest Dermatol.*, v.88, n. 5, pp. 615-23.
- OLSEN, L., TAKIWAKI, H., SERUP, J., 1995, "High-frequency ultrasound characterization of normal skin. Skin thickness and echographic density of 22 anatomical sites. *Skin Res Technol.*, v.1, n.2, pp. 74-80.
- ONO, T., MATSUNAGA, W., YOSHIMURA, K., 1991, "Striae distensae after tension-requiring skin sutures". *J Dermatol.*, v. 18, n.1, pp. 47-51.
- OPHIR, J., CÉSPEDES I., PONNEKANTI, H., *et al.*, 1991, "Elastography: a quantitative method for imaging the elasticity of biological tissues". *UltrasonImaging.*, v.13, n. 2, pp. 111-34.

ORO, T.A., 2015, “Tratamiento de Las estrías”. Disponível em: [http://www.semcc.com/master/files/Estrias%20\(parte%20I\)%20-%20Dra.%20de%20Agustin.pdf](http://www.semcc.com/master/files/Estrias%20(parte%20I)%20-%20Dra.%20de%20Agustin.pdf). Acesso em 14 fev. 2019.

OSMAN, H., RUBEIZ, N., TAMIM, H., *et al.*, 2007, “Risk factors for the development of striae gravidarum”. *Am J Obstet Gynecol.*, v. 196, n.1, pp. 62.e1-5.

OSMAN, H., USTA, I.M., RUBEIZ, N., *et al.*, 2008, “Cocoa butter lotion for prevention of striae gravidarum: a double-blind, randomised and placebo-controlled trial”. *BJOG.*, v.115, n.9, pp.1138-42.

OTTENIO, M., TRAN, D., ANNAIDH, A. N., *et al.*, 2015, “Strain rate and anisotropy effects on the tensile failure characteristics of human skin”. *J Mech Behav Biomed Mater.*, v. 41, n.1, pp. 241-50.

OXLUND, H., MANSCHOT, J., VIIDIK, A., 1998, “The role of elastin in the mechanical properties of skin”. *J Biomech*, v. 21, n.3, pp. 213-8.

PAILLER-MATTEI, C., BEC, S., ZAHOUANI, H., 2008, “In vivo measurements of the elastic mechanical properties of human skin by indentation tests”. *Med Eng Phys.*, v.30, n.5, pp. 599-606.

PAPIR, Y.S., HSU, K.H., WILDNAUER, R.H., 1975, “The mechanical properties of stratum corneum: I. The effect of water and ambient temperature on the tensile properties of newborn rat stratum corneum”. *Gen Subj.*, v. 399, n.1, pp. 170-80.

PARK, A.C., BADDIEL, C.B., 1972, “Rheology of stratum corneum-I: A molecular interpretation of the stress-strain curve”. *J Soc Cosmet Chem.*, v. 23, n.1, pp.3-12.

PARKES, W.F., 1935, “Idiopathic” striae atrophicae of puberty. *The Lancet.*, v.226, n.5851, pp.885-86.

PAUL, S.P., 2017, “Biodynamic Excisional Skin Tension (BEST) Lines: Revisiting Langer’s Lines, Skin Biomechanics, Current Concepts in Cutaneous Surgery, and the

(lack of) Science behind Skin Lines used for Surgical Excisions”. *Journal of Dermatological Research.*, v. 2, n.1, pp. 77-87.

PAULSEN, F., WASCHKE, J., 2018, “Sobotta-Atlas de anatomia Humana.” Guanabara Koogan: Rio de Janeiro.

PAYNE, P.A. 1991, “Measurement of properties and function of skin”. *Clin Physiol Meas.*, v. 12, n.2, pp. 105-29.

PICARD, D., SELIER, S., HOUIVET, E., *et al.*, 2015, “Incidence and risk factors for striae gravidarum”. *J Am Acad Dermatol.*, v.73, n.4, pp.699-700.

PIERAGGI, M.T., JULIAN, M., DELMAS, M., *et al.*, 1982, “Striae: Morphological Aspects of Connective Tissue”. *Virchows Arch A Pathol Anat Histol.*, v.396, n.3, pp.279-89.

PIÉRARD-FRANCHIMONT, C., HERMANNNS, J.F., HERMANNNS-LÊ, T., *et al.*, 2005, “Striae distensae in darker skin types: the influence of melanocyte mechanobiology”. *Journal Cosmet Dermatol.*, v.4, n. 3, pp. 174-8.

PIÉRARD, G.E., NIZET, J.L., ADANTA, J.P., *et al.*, 1999, “Tensile properties of relaxed excised skin exhibiting striae distensae”. *J Med Eng Technol.*, v. 23, n.2, pp. 69-72.

PEDRO, C.F.P., AUGUSTO, L. C. S., DE OLIVEIRA, L,M, 2015, “Estudo comparativo entre a galvanopuntura e a escarificação no tratamento das estrias atróficas brancas em mulheres entre 20 e 25 anos” Disponível em: <http://www.unisaesiano.edu.br/simposio2015/publicado/artigo0241.pdf> . Acesso em 21 Fev 2019.

PINKUS, H., KRECH, M.K., MEGHKtIAN, A.H., 1966, “Histopaihology of striae distensae, with special reference to striae and wound healing in the Marfan syndrome”. *Journal of Intestigative Dermatology*, v.46, n.3,pp. 283-92.

PODGÓRNA, K., KOŁODZIEJCZAK, A., ROTAZTEJN, H.J., 2018, “Cutometric assessment of elasticity of skin striae distensae following carboxytherapy”. *Cosmet Dermatol.*, v.17, n.6, pp. 1170-4.

POLANSKA, A., DANCZAK-PAZDROWSKA, A., JALOWSKA, M., *et al.*, 2017, “Current applications of high-frequency ultrasonography in dermatology”. *Adv Dermatol Allergol.*, v. XXXIV, n. 6, pp. 535-42.

POURAZIZI, M., 2016, “Promising Option for Treatment of Striae Alba: Fractionated Microneedle Radiofrequency in Combination with Fractional Carbon Dioxide Laser”. *Dermatology Research and Practice.*, v. 2016, n.2016, pp. 2896345.

RABELLO, F.E., 1952, “Nomenclatura dermatológica”. *An Bras Dermatol Sif.*, v.30, n.2, pp:65-194.

RANGEL, O., ARIAS, I., GARCIA, E., *et al.*, 2001, “Topical tretinoin 0.1% for pregnancyrelated abdominal striae: an open-label, multicenter, prospective study”. *Advances In Therapy.*, v.18, n.4, pp.181-86.

RAWLINGS, V., BIELFELDT, S., LOMBARD, K.L., 2012, “A review of the effects of moisturizers on the appearance of scars and striae”. *International Journal of Cosmetic Science*, v. 34, n. 6, pp. 519-24.

REBONATO, T.A., DEON, K.C., FORNAZARI, L. P., *et al.*, 2012, “Aplicação de microgalvanopuntura em estrias cutâneas albas”. *Revista inspirar, movimento & saúde*, v.4, n.6, pp.1-6.

ROGALSKI C, HAUSTEIN U.F., GLANDER H.J., *et al.*, 2003, “Striae Distensae as a Result of Topical Corticosteroid Therapy in Psoriasis Vulgaris”. *Acta Derm Venereol.*, v.83, n.1,pp:54-5.

ROLDAN, F. A., 2016, “Elastography in Dermatology”. *Actas Dermo-Sifiliográficas.*, v.107, n.8, pp. 652-60.

ROLLESTON, J.D., 1932, "Striae atrophicae following rheumatic fever". *Proc R Soc Med.*, v.25, n.6, pp. 803.

ROLLESTON, J.D., GOODALL, E.W., 1931, "Two cases of striae atrophicae following typhoid fever". *Proc R Soc Med.*, v. 25, n.2, pp. 213-5.

ROSENTHAL, D.B., 1937, "Striae atrophicae cutis". *The Lancet.*, v.229, n.5923, pp.557-60.

ROTSZTEJN, H., JUCHNIEWICZ, B., NADOLSKI, M., *et al.*, 2010, "The unusually large striae distensae all over the body". *Adv Med sci.*, v.55, n.2, pp. 343-5.

ROYER, D., DIEULESAINT, E., 1996, "Elastic Waves in Solid I: Free and Guided Propagation". Springer: Paris, France.

SACCHIDANAND, S., SAVITA, A.S., SHILPA, K., "Striae". In: Sacchidanand, S., Savitha, A.S., Shilpa K. (eds), *Snapshots in Dermatology*. chapter 220, Philadelphia, USA, Jaypee Brothers Medical Publishers P (Ltd), 2013. Disponível em: https://books.google.com.br/books?id=4QpzbIb8XHOC&pg=PA740&lpg=PA740&dq=striae+distensae+in+1773+by+Roederer&source=bl&ots=iCeITjnzRg&sig=ACfU3U3yLVbkBiP1X7mWDVv7DCy8OOBvuA&hl=pt-BR&sa=X&ved=2ahUKEwjGvb-kpa_gAhUnlLkGHb3JBg8Q6AEwBnoECACQAQ#v=onepage&q=striae%20distensae%20in%201773%20by%20Roederer&f=false.. Acesso em 20 Jan 2019.

SACHDEVA, S., 2009, "Fitzpatrick skin typing: Applications in dermatology". *Indian J Dermatol Venereol Leprol*, v. 75, n.1, pp. 93-6.

SALTER, S.A., KIMBALL, A.B., 2006, "Striae gravidarum". *Clinic in Dermatology*, v.24, issue 2, pp. 97-100.

SANDERS, R., 1973, "Torsional elasticity of human skin in vivo". *Pflüg Arch.*, v. 342, n.3, pp. 255-60.

SANDRIN, L., TANTER, M., CATHELIN, S. F. M., 2002, "Shear modulus imaging with 2-d transient elastography". *Ultrasonics*, v. 49, n. 4, pp. 426-35.

SARVAZYAN, A. P.; LYRCHIKOV, A. G.; GORELOV, S. E., 1987, "Dependence of ultrasonic velocity in rabbit liver on water content and structure of the tissue". *Ultrasonics*, v. 25, n. 4, pp. 244-47.

SATO, M.S., FUKUDA, A., LUVISON, L., *et al.*, 2009, "Clinical evaluation of the efficacy of trichloroacetic acid and subcision, combined or isolated, for abdominal striae". *Surgical & Cosmetic Dermatology*, v.1, n.4, pp.158-62.

SATO, M.S., FUKUDA, A., DA SILVA, L. L. G., *et al.*, 2012, "Comparative histological evaluation of the effectiveness of trichloroacetic acid and subcision (isolated or combined) in the treatment of abdominal striae". *Surg Cosmet Dermatol*, v.4, n.1, pp.31-7.

SAVAS, J. A., LEDON, J.A, K. FRANCA, K., *et al.*, 2014, "Lasers and lights for the treatment of striae distensae". *Lasers Med Sci*, v.29, n.5, pp. 1735-43.

SAYAL, C.S.K., AL DAS, L.C.A, CHATTWAL, M.P.K., 1997, "Study of cutaneous manifestations in chronic liver disorders". *MJAFL*, v. 53, n.4., pp. 263-66.

SCHIESSEL, H., METZLER, R., BLUMAN, A., *et al.*, 1995, "Generalized viscoelastic models: their fractional equations with solutions". *Journal of physics A: Mathematical and General*, v. 28, n. 23, pp. 6567.

SCHMID-WENDTNER, M.H., BURGDORF, W., 2005, "Ultrasound scanning in dermatology". *Arch Dermatol*, v. 141, n.2, pp. 217-24.

SCHMID-WENDTNER, M.H., DILL-MÜLLER, D., 2008, "Ultrasound technology in dermatology". *SeminCutan Med Surg*, v. 27, n.1, pp. 44-51.

SCOTT, D.W., "Striae Distensae". In: Andrews, E.J., Ward, B.C., Altman, N.H. (eds), *Spontaneous animal model of human disease*. chapter 166, New York: USA, Academic Press Inc, 1979.

SESHADRI, D., DIPANKAR, D., RATHI, M., *et al.*, 2013, "Fluid Within Striae-An Unusual Phenomenon". *Journal of case reports*, v.3, n.2, pp. 331-3.

SHARON, A., SALTER, M.D., ALEXA, B., 2006, "Striae gravidarum". *Clin Dermatol.*, v.24, n.2, pp.97-100.

SHELLEY, W.B., COHEN, W., 1964, "Stria migrans". *Archives of Dermatology.*, v.90, pp.193-4.

SHIINA, T., 2013, "JSUM ultrasound elastography practice guidelines : basics and terminology". *J Med Ultrason.*, v. 40, n.4, pp. 309-23.

SHIINA, T., NIGHTINGALE, K.R., PALMERI, M.L., 2015, *et al.*, "WFUMB guidelines and recommendations for clinical use of ultrasound elastography: Part 1: basic principles and terminology". *Ultrasound in medicine & biology*, v. 41, n. 5, pp. 1126-47.

SHIMIZU, H. "Structure and Function of the Skin". In: Shimizu, H (ed), *Shimizu's Dermatology*. Chapter 1, Chichester, West Sussex: England, John Wiley Sons Ltd., 2017a. Disponível em <https://www.derm-hokudai.jp/shimizu-dermatology/ch01/>. Acesso em 10 fev. 2019.

SHIMIZU, H. "Disorders of the dermis and subcutaneous fat". In: Shimizu, H (ed), *Shimizu's Dermatology*. Chapter 18, Chichester, West Sussex: England, John Wiley Sons Ltd., 2017b. Disponível em <https://www.derm-hokudai.jp/shimizu-dermatology/ch01/>. Acesso em 10 fev. 2019.

SHUNG, K.K., 2006, "Diagnostic Ultrasound: Imaging and blood flow measurements". Taylor & Francis Group: New York, USA.

SHUSTER, S., 1979, “The cause of striae distensae”. *Acta Derm Venereol Suppl.*, v.59, n.85, pp.105-08.

SIGRIST, R. M. S., LIAU, J., KAFFAS, A. E., *et al.*, 2017, “Ultrasound Elastography: Review of Techniques and Clinical Applications”. *Theranostics.*, v. 7, n. 5, pp. 1303-29.

SILVER, F., SIPERKO, L., SEEHRA, G., 2003, “Mechanobiology of force transduction in dermal tissue”. *Skin Res Technol.*, v.9, n.1, pp. 3-23.

SILVER, F., FREEMAN, J., DEVORE, D., 2001, “Viscoelastic properties of human skin and processed dermis”. *Skin Res Technol.*, v. 7, n. 1, pp. 18-23.

SIMKIN, B., ARCE, R., 1962, “Steroid excretion in obese patients with colored abdominal striae”. *N Engl J Med.*, v.266, n.20, pp. 1031-35.

SINGH, G., KUMAR, L.P., 2005, “Striae Distensae”. *Indian J Dermatol Venereol Leprol.*, v.71, n.5, pp. 370-72.

SISSON, W.R., 1954, “Colored striae in adolescent children”. *J Pediatr.*, v.45, issue 5, pp.520-30.

SK LEE, G., 2018, “Carbon Dioxide Assisted Subcision in the Treatment of Adherent Localized Scars”. *Journal of Surgery.*, v.6, n.3, pp.78-81.

SOCIEDADE BRASILEIRA DE DERMATOLOGIA., 2018, “Profile of dermatological consultations in Brazil” . *An Bras Dermatol.*, v.93, n.6, pp. 916-28.

SOUSA, P. D. L., DA COSTA, A. F., 2011, Estudo Comparativo no Tratamento de Estrias Atróficas: Galvanopuntura X Microdermoabrasão. *Revista Inspirar, Movimento & Saúde*, v.3, n.6, pp. 17-22.

SSI. SUPERSONIC IMAGINE S.A., 2017, “Aixplore Multiwave, Users Guide”. Disponível em <https://www.supersonicimage.com/Aixplorer-R/TRANSDUCERS>. Acesso em 01 Mar. 2019.

STEVANOVIC, D.V., 1972, "Corticosteroid induced atrophy of the skin with teleangiectasia: a clinical and experimental study". *Br J Dermatol.*, v.87, n.6, pp.548-56.

STRUMIA, R., VAROTTI, E., MANZATO, E., *et al.*, 2001,. Skin signs in anorexia nervosa. *Dermatology*, v. 203, n.4, pp. 314-7.

SUH, D.H., CHANG, K.Y., SON, H.C., *et al.*, 2007, "Radiofrequency and 585-nm pulsed dye laser treatment of striae distensae: a report of 37 Asian patients". *Dermatol Surg.*,v.33, n.1,pp.29-34.

SUN,Y., MA, C., LIANG, X.L., *et al.*, 2018, "Reproducibility analysis on shear wave elastography (SWE)-based quantitative assessment for skin elasticity". *Medicine.*, v.96, n. 19, pp.e6902.

TAIEB, M.A.E., IBRAHIM, A.K., 2016, "Fractional CO₂ laser versus intense pulsed light in treating striae distensae". *Indian J Dermatol.*, v.61, issue 2, pp. 174-80.

TANCZIK, R.C., CRISTOVÃO, B., 2009, "Striae distensae: physiopathology". *Surg Cosmet Dermatol.*, v.1, n.3, pp.137-40.

TASHIMA, C.K.,1974, Striae gravidarum. *Lancet.*, v.1, n.7863, pp. 924.

TSUJI, T., SAWABE, M., 1993, "Hyperpigmentation in striae distensae after bleomycin treatment". *J Am Acad Dermatol.*, v. 28, n.3, pp.503-5.

UD-DIN, S., McGEORGE, D., BAYAT, A., 2016, "Topical management of striae distensae (stretch marks): prevention and therapy of striae rubrae and albae Therapeutic targets in the management of striae distensae: A systematic review". *J Eur Acad Dermatol Venerol.*,v.30, n.2, pp.211-22.

ULRICH, J., SCHWÜRZER-VOIT, M., JENDERKA, K.V., *et al.*, 2014, "Sonographic diagnostics in dermatology". *J Dtsch Dermatol Ges.*, v.12, n.12, pp. 1083-98.

UNNA, P.G., 1894, “Basophileskollagen, koUastinundkollacin”. *Montaschrifttir Praktibal Dermatology*, v.19, pp. 465.

VAN MULDER, T.J.S., DE KOEIJER, M., THEETEN, H., *et al.*, 2017, “High frequency ultrasound to assess skin thickness in healthy adults”. *Vaccine*. v.35, issue 14, pp. 1810-15.

VEGAS, M.R., DEL YERRO, J.L.M., 2013, “Stiffness, compliance, resilience, and creep deformation: understanding implant-soft tissue dynamics in the augmented breast: fundamentals based on materials science”. *Aesthetic plastic surgery*, v. 37, n. 5, pp. 922-30.

VEJA, 2018, “Brasil perde posição no consumo de cosmético, mas setor avança”. Disponível em <https://veja.abril.com.br/economia/brasil-perde-posicao-no-consumo-de-cosmetico-mas-setor-avanca/> . Acesso em 17 fev. 2019.

VELOSA, A.P.P., TEODORO, W.R., YOSHINARI, N.H., 2003, “Colágeno na cartilagem osteoartrótica”. *Ver Bras de Reumatol.*, v.43, n.3, pp.160-6.

VENTURA, D. B. S., SIMÕES, N. P. O., 2003, “Uso da corrente galvânica filtrada em estrias atróficas”. *FisioBrasil*, n. 62, pp. 7-9.

XU, F., WEN, T., SEFFEN, K., *et al.*, 2007, “Characterization of thermomechanical behavior of skin tissue-I. Tensile and compressive behaviours”. *Proceedings of the world congress on Engineering*, v. 2, n.1, pp. SBN:978-988-98671-2-6.

ZAHOUANI, H., VARGIOLU, R. P., “Skin Line Morphology: Tree and Branches”. In: Agache, P., Humbert, P. (eds), *Measuring the Skin*, chapter 5, New York, USA, Springer, 2005.

ZAHOUANI, H., DJAGHLOUL, M., VARGIOLU, R., *et al.*, 2014, “Contribution of human skin topography to the characterization of dynamic skin tension during senescence: morpho-mechanical approach”. *J Phys Conf Ser.*, v.483, n.1, pp.012012.

ZAHOUANI, H., HUMBERT, P., “The morphological tree of the cutaneous network of line”. In: Serup, J., Jemec, G. B. E., Grove, G L, Taylor, C. R. C. (eds), *Handbook of Non-Invasive Methods and the Skin*, chapter 24, New York, USA, CRC Press, 2006.

ZELICKSON, B.D., KIST, D., BERNSTEIN, E., *et al.*, 2004, “Histological and ultrastructural evaluation of the effect of radiofrequency-based nonablative dermal remodeling device”. *Arch Dermatol.*, v.140, n.2, pp. 204-9.

ZHENG, P., LAVKER, R.M., KLIGMAN, A.M., 1985, “Anatomy of striae”. *Br J Dermatol.*, v.112, n.2, pp. 185-93.

ZHENG Y, MAK A F., 1999, “Effective Elastic Properties for Lower Limb Soft Tissues from Manual Indentation Experiment”. *IEEE transactions on rehabilitation engineering*, v.7, n.3, pp. 257-67.

YAMAGUCHI, K., SUGANUMA, N., OHASHI, K., 2012, “Quality of life evaluation in Japanese pregnant women with striae gravidarum: a cross sectional study”. *BMC Res Notes.*, v.5, n.1, p.450.

YANG W., SHERMAN, V. R., GLUDOVATZ, B., *et al.*, 2015, “On the tear resistance of skin”. *Nature Communications*, v.6, n.6649. Doi: 10.1038/ncomms7649.

YEONG, C. H., ABDULLAH, B. J. J., NG, K. H., *et al.*, 2015, “Accuracy of Tissue Elasticity Measurement Using Shear Wave Ultrasound Elastography: Comparison With Gold Standard”. In: *European Congress Radiology (ECR)*, Viena, Austria.

YOSIPOVITCH, G., DeVORE, A., DAWN, A., 2007, “Obesity and skin: skin physiology and skin manifestations of obesity”. *J Am Acad Dermatol.*, v.56, n.6, pp.917-20.

YOUNG, G.L., JEWELL, D., 2008, “Creams for preventing stretch marks in pregnancy. (Review)”. *Cochane Library*, v.1, pp. 1-7.

WALDMAN, R.A., KETTLER, A.H., 2016, "Dermatologic Manifestations of Obesity: Part I Mechanical Causes". *J Obes Weight-Loss Medic.*, v.2, issue 1, pp.1-10.

WALDORF, J.C., PERDIKIS, G., TERKONDA, S.P., 2002, "Planning Incisions". *Oper tech gen surg.*, v.4, n.3, pp.199-206. WANG, J.H.C., 2006, "Mechanobiology of tendon". *J. Biomech.*, v. 39, n.2006, pp. 1563-82.

WANG, M., BYRAM, B., PALMER, M., *et al.*, 2013, "Imaging transverse isotropic properties of muscle by monitoring acoustic radiation force induced shear waves using a 2-D matrix ultrasound array. *IEEE transactions on medical imaging*, v. 32, n. 9, pp. 1671-84.

WATSON, R.E., PARRY, E.J., HUMPHRIES, J.D., *et al.*, 1998, "Fibrillin microfibrils are reduced in skin exhibiting striae distensae". *Br J Dermatol.*, v. 138, n.6, pp.931-37.

WANNER, M., TANZI, E., ALSTER, T., 2007, "Fractional photothermolysis: treatment of facial and nonfacial cutaneous photodamage with a 1550 nm erbium-doped fiber laser". *Dermatol Surg.*, v.33, n.1, pp. 23-8.

WENDLING, P. A., DELL'ACQUA, G., 2003, "Skin biophysical properties of a population living in Valais, Switzerland". *Skin Research and Technology*, v. 9, n.4, pp. 331-8.

WEEDON, D., The dermis and subcutis. Disorders of collagen. In: *Weedon's Skin Pathology*. chapter 11. London: USA, Churchill Livingstone Elsevier, 2010.

WEICHENTHAL, M., MOHR, P., BREITBART, E.W., 2001, "The velocity of ultrasound in human primary melanoma tissue-implications for the clinical use of high resolution sonography". *BMC Dermatol.*, v.1, pp.1.

WELLS, P., LIANG, H., 2011, "Medical Ultrasound: Imaging of soft tissue strain and elasticity". *J R Soc Interface.*, v. 8, n.64, pp.1521-49.

WENDLING, P.A, DELL'ACQUA, G., 2003, "Skin biophysical properties of a population living in Valais, Switzerland". *Skin Research and Technology.*, v.9, n.4, pp.331-38.

WHITE, P.A.S., GOMES, R.C., MENDONÇA, A.C., *et al.*, 2008, "Efeitos da Galvanopuntura no Tratamento das Estrias Atróficas". *Fisioterapia Brasil*, v.9, n.1, pp. 53-8.

WHO. WORLD HEALTH ORGANIZATION, 2009, "Who Guidelines on Hand Hygiene in Health Care. Physiology of normal skin". Disponível em: https://www.ncbi.nlm.nih.gov/books/NBK144013/pdf/Bookshelf_NBK144013.pdf. Acesso em 04 fev. 2019.

WIERRANI, F., KOZAK, W., SCHRAMM, W, *et al.*, 1992, "Attempt of preventive treatment of striae gravidarum using preventive massage ointment administration". *Wiener Klinische Wochenschrift.*, v.104, n.2, pp.42-4.

WILDNAUER, R.H., BOTHWELL, J.W, DOUGLASS, A.B., 1971, "Stratum Corneum Biomechanical Properties I. Influence of Relative Humidity on Normal and Extracted Human Stratum Corneum". *J Invest Dermatol.*,v.56, n.1, pp.72-8.

WILHELMI, B.J., BLACKWELL, S.J., PHILLIPS, L.G., Linda G. M.D., 1999, "Langer's Lines: To Use or Not to Use". *Plast Reconstr Surg.*, v.104, issue 1, pp.208-14.

WILKES, G.L., BROWN, L.A., WILDNAUER, R.H., 1973, "The biomechanical properties of skin". *Critical Reviews in Bioengineering.*, v.1, n.4, pp.453-95.

WOLLINA, U., GOLDMAN, A., 2018, "Management of stretch marks (with a focus on striae rubrae)". *J Cutan Aesthet Surg.*, v.10, n.3, pp.124-9.

WONG, R., GEYER, S., WENINGER, W., 2016, "The dynamic anatomy and patterning of skin". *Experimental Dermatology.*, v. 25, n.2, pp. 92-8.

WORSTMAN, X., 2013, "Ultrasound in Dermatology: Why, How and When?". *Ultrasound in Dermatology Seminars in Ultrasound CT and MRI.*, v. 34, n.3, pp.177-95.

WORSTMAN, X., 2017, "Sonography of Dermatologic Emergencies". *Ultrasound Med.*, v. 36, issue 9, pp.1905-14.

APÊNDICE I

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO - TCLE

Projeto de Pesquisa: “CARACTERIZAÇÃO DA PELE COM ESTRIAS ALBAS, *IN VIVO*, COM ULTRASSOM DE ALTA RESOLUÇÃO E ELASTOGRAFIA *SUPERSONIC SHEAR IMAGING*”.

Você está sendo convidado a participar do estudo experimental, do projeto cujo título público é “Caracterização da pele com estrias albas, *in vivo*, com ultrassom de alta resolução e elastografia *supersonic shear imaging*”, de responsabilidade da pesquisadora Cátia Pinto Carvalho. Os voluntários serão divididos em dois grupos: Fase 1) Será feita imagens ultrassônicas em duas dimensões (2D) da pele de indivíduos com estrias e sem estrias com Ultrassom (US) de 20 e 30 MHz para medição das espessuras das camadas da pele. Fase 2) Será feita imagens elastográficas da pele de indivíduos com estrias e sem estrias com Ultrassom (US) de 20 MHz para mensuração dos valores do módulo de Young do tecido cutâneo.

Essas informações estão sendo fornecidas para sua participação voluntária neste estudo que visa mensurar as espessuras e os valores de elasticidade da pele sem e com estria com ultrassom de alta resolução (USAR). Essa avaliação será feita com o uso da técnica não invasiva. A avaliação será feita antes do experimento.

Se você concordar em participar da nossa pesquisa, você responderá a um questionário, na sua primeira visita, informando-nos suas características e histórico de doenças. Iremos coletar suas informações, como sua altura e peso com uma balança, o comprimento e largura de suas estrias do lado a ser estudado.

Após este procedimento, você deitará em uma maca, e marcações serão feitas em sua pele, correspondentes às regiões a serem avaliadas pelo US. Tais marcações são facilmente removíveis com álcool, procedimento este que será realizado ao fim das medidas. Essas marcações irão servir como locais para que as imagens de ultrassom sejam adquiridas. Após esse procedimento, será avaliado o comprimento, a largura e o aspecto das estrias do lado estudado. O avaliador perguntará se o voluntário apresenta algum desconforto durante todo o tratamento. Caso haja um relato de qualquer desconforto, o experimento será suspenso. Não haverá procedimento invasivo.

Entretanto, tratando-se de um estudo experimental, e como, toda e qualquer pesquisa é capaz de acarretar riscos ao sujeito pesquisado, garantimos que esses riscos serão minimizados substituindo a identificação dos nomes por numeração, que em momento algum da pesquisa, será informado qualquer dado que possam identificar os pacientes especificadamente. Caso a identificação do paciente aconteça, o mesmo será indenizado por danos morais.

O pesquisador responsável pela coleta de dados da pesquisa adotará de toda cautela durante a manipulação dos questionários e imagens de ultrassom. A realização desta ação na própria sala do laboratório para que não haja nenhum extravio de informação contida no questionário. A pesquisa está sujeita a risco uma vez que a quantidade da amostra do estudo estimada estatisticamente poderá não ser alcançada, gerando prejuízos ao estudo. Este risco será contornado, sendo realizada a verificação prévia do espaço amostral do estudo. Todos os dados também serão armazenados em um computador, no qual poderá sofrer falha técnica ou perda dos dados com a

manutenção do mesmo. Este risco será minimizado com a aquisição de um equipamento dentro da garantia de funcionamento e o armazenamento dos dados em equipamentos de mídias externas. Seu nome não será mencionado e nem utilizado de maneira alguma em qualquer momento, o que garante o anonimato.

Os dados (questionário, imagens de US e fotografias das regiões com e sem estrias) serão armazenados em um computador, no qual poderá sofrer falha técnica ou perda dos dados com a manutenção do mesmo. Este risco será minimizado com a aquisição de um equipamento dentro da garantia de funcionamento e o armazenamento dos dados em equipamentos de mídias externas.

É esperado que você sinta um desconforto durante a preparação da pele para recebimento do gel, pela sensação fria ou pela fricção da gaze com álcool. Para isto, asseguramos que a sua sensibilidade à dor será respeitada. Haverá a necessidade de você expor a região do corpo tanto com estria quanto sem estria para ser avaliada, fotografada e tratada com o US, o que poderá causar constrangimento. Prezando pelo seu bem-estar, os testes serão realizados em lugar reservado e pelo avaliador na presença de apenas um auxiliar do mesmo sexo. Caso, o voluntário não seja do mesmo sexo que o examinador, obrigatoriamente o auxiliar será. Vale ressaltar que nossa equipe de pesquisa é formada por quatro fisioterapeutas com prática e conscientização ética para lidar com pessoas em tal situação.

O Procedimento terá a duração de aproximadamente 04 horas e será realizado em um dia da semana (de segunda à sexta), com exceção do fim de semana ou feriado. Garantimos a você que não haverá nenhum risco ou agravamento de traumas ou lesões. Após o período de intervenção, uma nova avaliação será feita para comparação dos dados.

OBSERVAÇÃO: Não iremos fazer diagnóstico ou emitir laudos de qualquer patologia.

O estudo será realizado no laboratório de Ultrassom do Programa de Engenharia Biomédica. Sua participação é voluntária e você poderá recusar-se a participar, prosseguir para outra etapa e retirar seu consentimento a qualquer momento da pesquisa, sem penalização ou prejuízo por isso. Não há nenhum benefício financeiro ou gratificação por sua participação. No entanto, nosso trabalho conjunto poderá responder algumas questões que ainda não foram bem esclarecidas pela ciência, em relação a redução de estrias dérmicas, que é o objetivo deste trabalho.

Todas as despesas necessárias para a realização deste estudo são de responsabilidade do grupo de pesquisa, inclusive seu transporte de ida e vinda ao laboratório, não cabendo qualquer custo a você. Seu nome não será mencionado e nem utilizado de maneira alguma em qualquer momento, o que garante o anonimato. As informações obtidas serão divulgadas no meio científico e poderão ser utilizadas para estudos futuros. Todo o material (questionário, fotografias e imagens de US das regiões com e sem estrias) será armazenado, pelo período de 5 anos, nas dependências do laboratório, sem que pessoas não autorizadas tenham acesso. A qualquer momento você poderá solicitar informações sobre o andamento do trabalho. Ao final, você será convidado a participar do seminário de apresentação dos resultados conclusivos.

No caso de dúvidas e esclarecimentos, entre em contato com o pesquisador responsável Cátia Pinto Carvalho, nos telefones (021)981472095, ou no endereço eletrônico catiapcarvalho2@gmail.com ; ou diretamente no Laboratório de Ultrassom do Programa de Engenharia Biomédica/COPPE/UFRJ, localizado na Avenida Horácio Macedo, 2030, bloco H, sala 335, Centro de Tecnologia, Cidade Universitária.

Se você tiver alguma consideração ou dúvida sobre a ética da pesquisa, entre em contato com o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) do Hospital Universitário

Clementino Fraga Filho/HUCFF/UFRJ – rua Prof. Rodolpho Paulo Rocco, 255 – Cidade Universitária – Sala 01D-46/1º andar; telefone 2562-2480 – Email: cep@hucff.ufrj.br; O CEP funciona de segunda-feira a sexta-feira, de 08 horas às 15 horas.

Acredito ter sido suficientemente informado a respeito das informações sobre o estudo acima citado que li ou que foram lidas para mim. Eu discuti com a doutoranda Cátia Pinto Carvalho sobre a minha decisão em participar nesse estudo. Ficaram claros para mim quais são os propósitos do estudo, os procedimentos a serem realizados, seus desconfortos e riscos, as garantias de confidencialidade e de esclarecimentos permanentes. Ficou claro também que minha participação é isenta de despesas e que tenho garantia de acesso a tratamento hospitalar quando necessário. Concordo voluntariamente em participar deste estudo e poderei retirar o meu consentimento a qualquer momento, sem penalidades ou prejuízos e sem a perda de atendimento nesta Instituição ou de qualquer benefício que eu possa ter adquirido. Eu receberei uma cópia desse Termo de Consentimento Livre e Esclarecido (TCLE) e a outra ficará com o pesquisador responsável por essa pesquisa. Além disso, estou ciente de que eu (ou meu representante legal) e o pesquisador responsável deveremos rubricar todas as folhas desse TCLE e assinar na última folha.

Nome do Voluntário da Pesquisa

Data: ____/____/____

Assinatura do Voluntário da Pesquisa

Nome do Pesquisador Responsável

Data: ____/____/____

Assinatura do Pesquisador Responsável

APÊNDICE II

Código: _____

Questionário Dermatofuncional de Avaliação de Estrias Dérmicas

Responsável: Cátia Pinto Carvalho Data da Avaliação: _____

Avaliador(a): _____ Hora: _____

Nome: _____

Masculino () Feminino () Grau de escolaridade: _____

Idade: _____ anos Peso: _____ kg Altura: _____ m

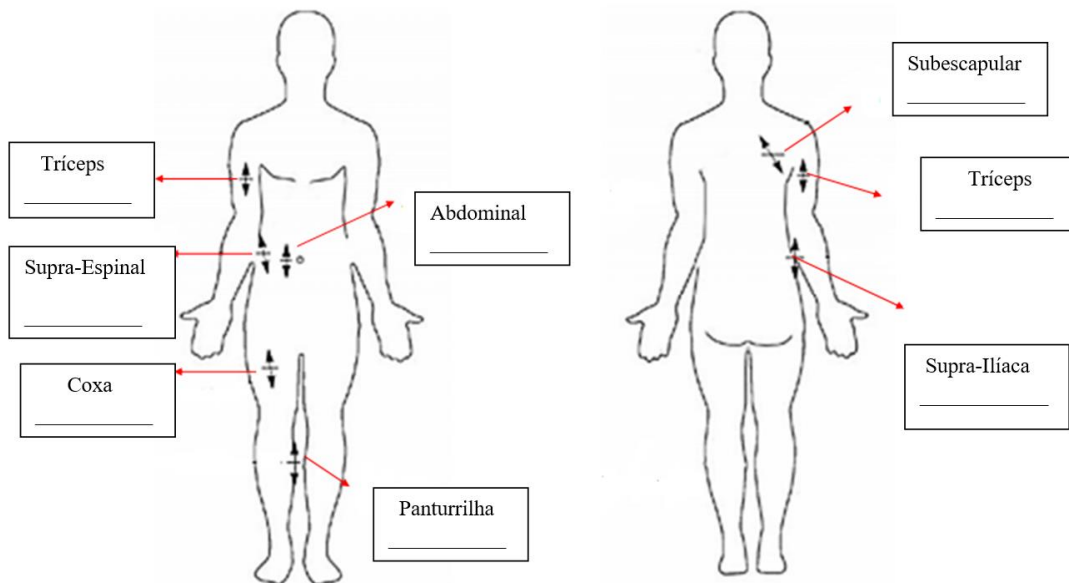
IMC = $\text{Peso (Kg)} / \text{Altura}^2 \text{ (cm)}$: _____ Temperatura corporal: _____ °C

Circunferência abdominal: _____

Circunferência local da estria: _____

Temperatura ambiental: _____ °C Umidade do ar: _____

Adipometria (Dobras Cutâneas): _____



Fototipo da pele: _____

Tabela 1 - Classificação de Fitzpatrick

	Grupo	Eritema	Pigmentação	Sensibilidade
(Branca	Sempre se queima	Nunca se bronzeia	Muito sensível
(Branca	Sempre se queima	Às vezes se bronzeia	Sensível
(Morena clara	Queima (moderado)	Bronzeia (moderado)	Normal
(Morena moderada	Queima (pouco)	Sempre se bronzeia	Normal
(Morena escura	Queima (raramente)	Sempre se bronzeia	Pouco sensível
(Negra	Nunca se queima	Totalmente pigmentada	Insensível

Característica da pele quanto à hidratação:

() Oleosa () Mista () Seca () não sei

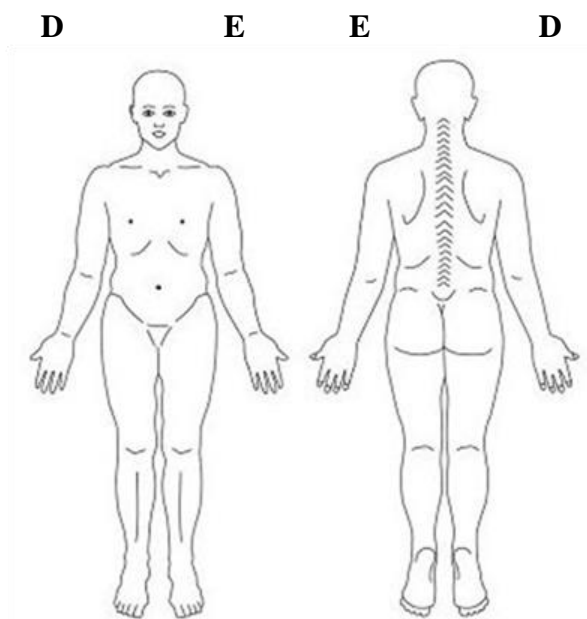
Você faz uso de cremes, hidratantes, óleo, etc. para pele?

Sim (). Qual? _____

Não ()

Questionário antes do tratamento com US:

Apresenta estrias (EA) em alguma(s) região(ões) do corpo? () Sim () Não



Qual(is) regiões ?

Tipo EA: () Deprimida () elevada () mista

Região corporal da estria avaliada _____

Lado avaliado _____

Comprimento da Estria: _____ cm Largura da Estria _____ mm

Espessura do tecido adiposo (região das estrias): _____

A direção das linhas das estrias seguem o padrão proposto pelos autores Lemperle et al., 2014 (The Direction of Optimal Skin Incisions Derived from Striae Distensae) ?

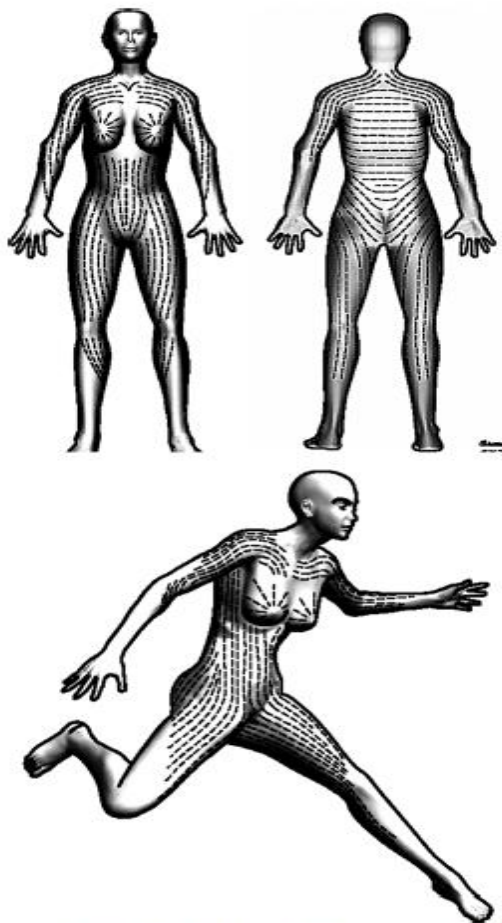


Fig. 6. Composites of striae lines derived from a database of 213 photographs.

Sim () Não () Não Identificado ()

Se Feminino:

1. Atualmente está grávida? Sim () Há suspeita () Não ()

2. Número de Gestações? _____

3. Idade e o Ano da menarca? _____

4. Possui útero retrovertido? Sim () Não () Não sei ()

5. Tem ovário policístico ? Sim () Não () Não sei ()

Tanto Masculino como Feminino:

6. Atualmente, apresenta algum quadro com suspeita de doenças cardíacas, neurológicas, endócrina (disfunção hormonal, síndrome de Cushing, Marfan etc.), ortopédicas, reumatológica ou outras?

Sim () Não ()

Qual a enfermidade específica? _____

7. Faz ou Já fez uso de algum medicamento? Sim () Não ()

() corticóide () Anti-histamínico () Esteróides () Anti-íntamatórios

() antibiótico () anticoncepcionais () Outros

Qual? _____

8. Faz uso de bebida alcoólica? Sim () Não ()

9. Faz uso de cigarros? Sim () Não ()

10. Tem histórico de estrias na família?

Sim () Não () Não sei ()

Quem? _____

Em qual(is) região(ões) do corpo? _____

11. Com qual idade você percebeu o aparecimento das estrias?

12. Qual (is) desse (s) sintoma (s) manifestou com o aparecimento das estrias:

() dor () Prurido () calor () ardência () Não sei

() outro (s) _____

13. Você acha que as estrias continuam aparecendo nessa região do corpo?

Sim () Não () Não sei ()

14. Qual a coloração inicial das suas estrias?

() avermelhada () violácea ou arroxeadada () branca () Não lembro

15. Qual a coloração atual das suas estrias?

() avermelhada () violácea ou arroxeadada () branca

16. Pratica ou praticou esporte ou atividades físicas regularmente?

Sim. Qual (is)? _____

Não ()

17. A presença da estria causa-lhe algum constrangimento estético?

Sim () Não ()

18. A presença da estria causa-lhe algum tipo de desconforto emocional ou estresse?

Sim () Não ()

19. Quais dessas sensações descreveria o(s) sentimento(s) que você possui quando você olha e observa a presença de sua estria?

Decepção () Vergonha () Frustração () Tristeza () Culpa ou raiva ()

Vontade de escondê-la () Impotência () Nenhum sentimento ()

Outros

20. Você já fez algum tratamento ou uso de creme, hidratantes, óleo, etc. para estrias?

Sim (). Qual? _____ Não ()

21. Com que profissional fez o tratamento para estrias? _____

22. Qual o período do Tratamento? _____

23. Ficou satisfeito (a) com o tratamento feito na época?

Sim

Não

Por que? _____

Questionário após o tratamento com US :

Região corporal da estria: _____ Lado tratado com estria: _____

Região corporal da estria a ser tratada: _____ Lado a ser tratado _____

Comprimento da Estria: _____ cm Largura da Estria: _____ mm

Tratamento utilizado: _____

Nº de sessões/semana: _____ Tempo do TTO: _____

Data da Avaliação Inicial _____ e Data final: _____

25. Ficou satisfeito com o resultado do tratamento com o Ultrassom (US) em suas estrias albas (**escala de Likert**)?



Muito
Insatisfeito



Insatisfeito



Indiferente



Satisfeito



Muito
Satisfeito

0.....|.....2,5.....|.....5,0.....|.....7,5.....|.....10

APÊNDICE III

As Figuras de 42-46 apresentam os gráficos das médias e desvios-padrão das espessuras da EP e DE dos 10 voluntários (V), que participaram da etapa I, obtidos a partir dos dados das 04 imagens (Tabela 3).

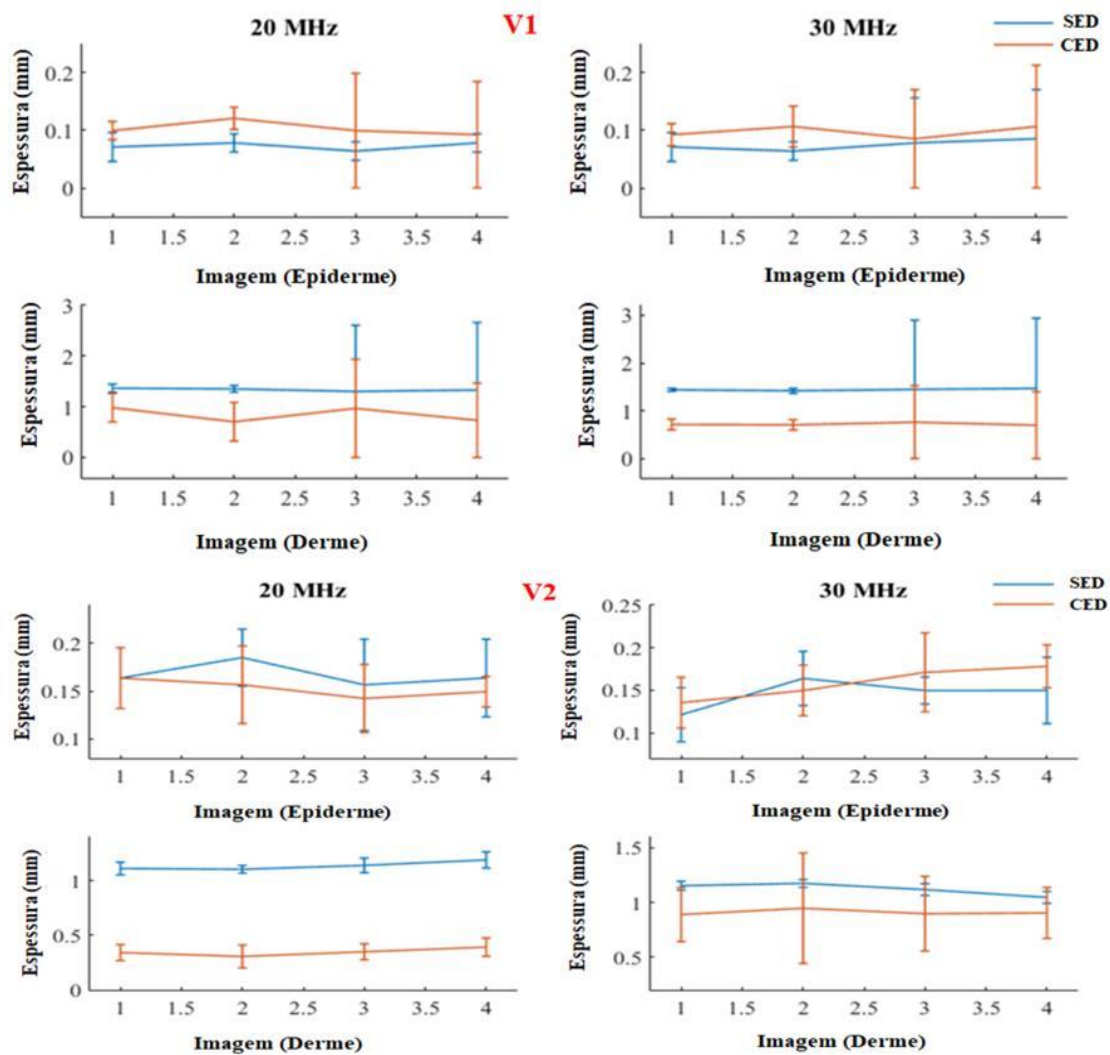


Figura 42. Média e desvio-padrão da espessura da epiderme (superior) e da derme (inferior) obtidas nas frequências de 20 MHz (esquerda) e 30 MHz (direita) dos voluntários (V) 1 e 2.

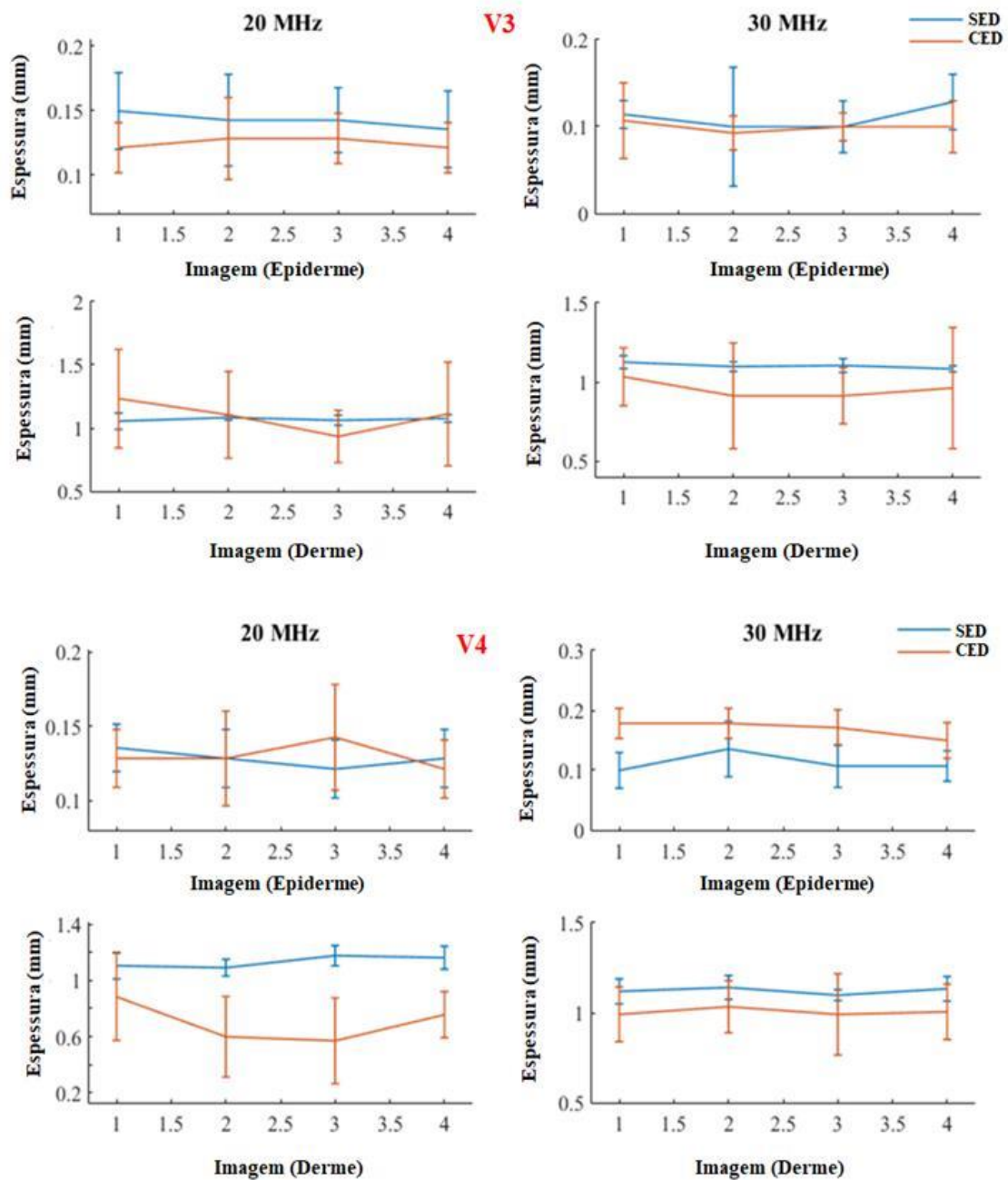


Figura 43. Média e desvio-padrão da espessura da epiderme (superior) e da derme (inferior) obtidas nas frequências de 20 MHz (esquerda) e 30 MHz (direita) dos voluntários (V) 3 e 4.

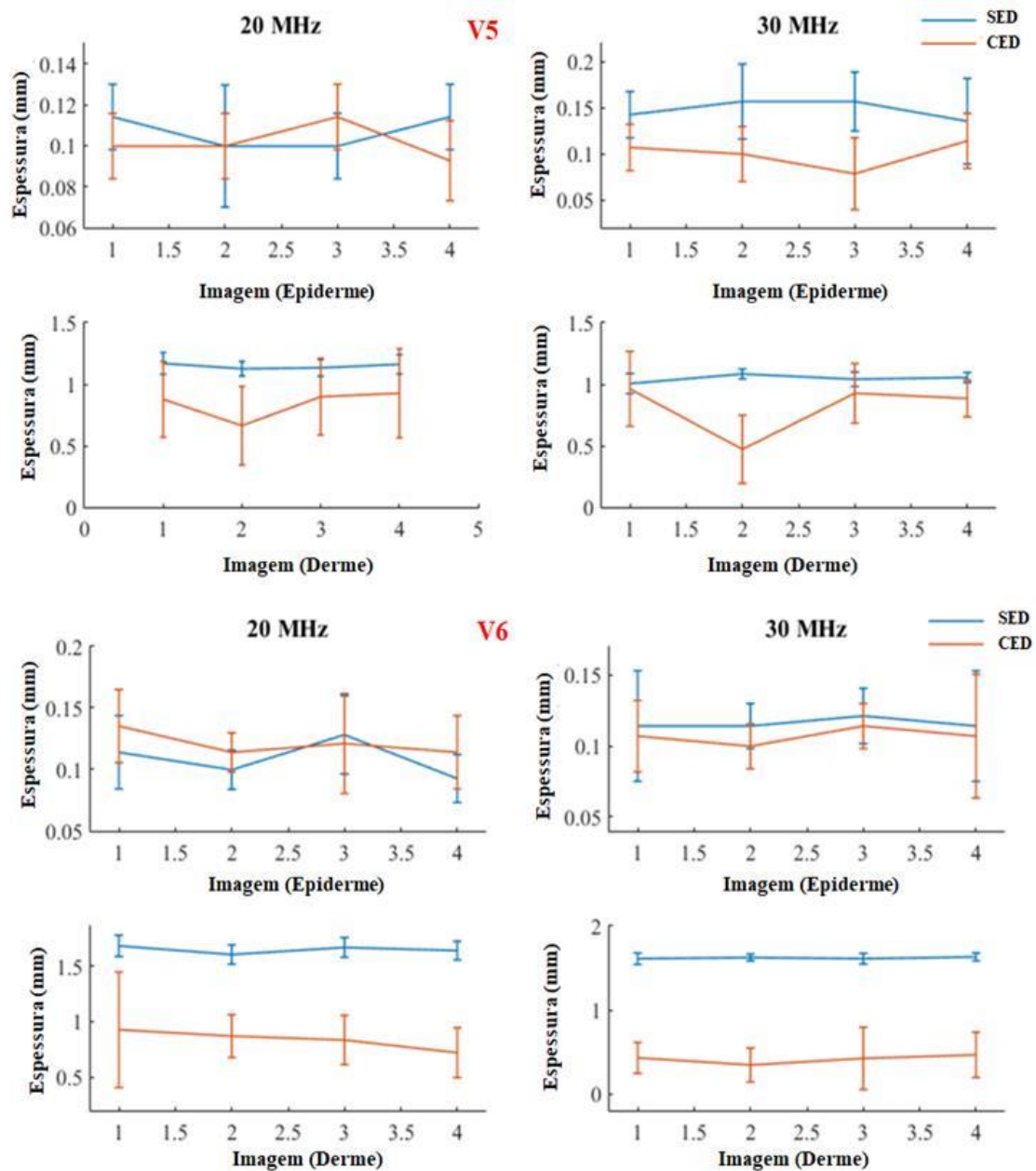


Figura 44. Média e desvio padrão da espessura da epiderme (superior) e da derme (inferior) obtidas nas frequências de 20 MHz (esquerda) e 30 MHz (direita) dos voluntários (V) 5 e 6.

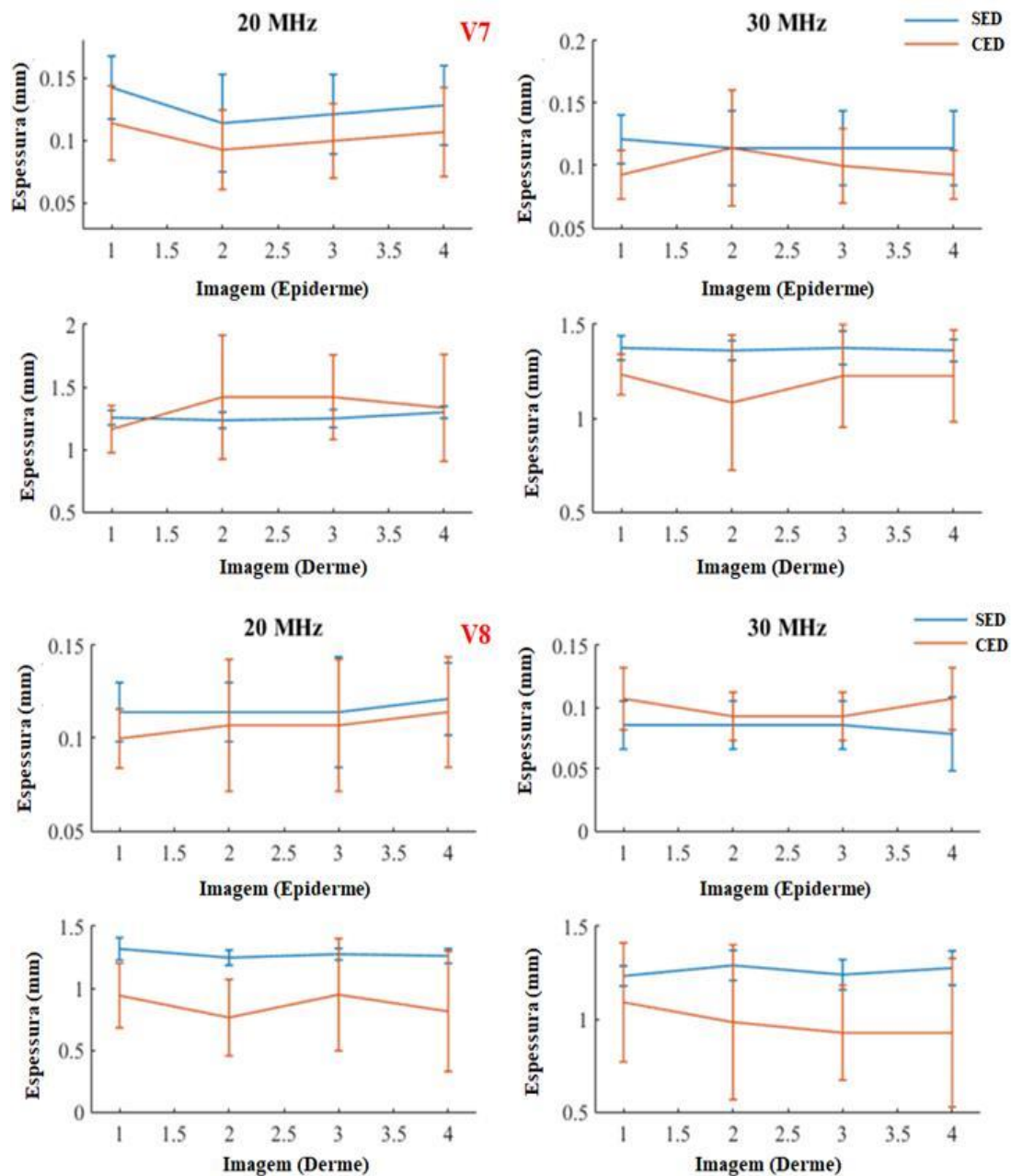


Figura 45. Média e desvio padrão da espessura da epiderme (superior) e da derme (inferior) obtidas nas frequências de 20 MHz (esquerda) e 30 MHz (direita) dos voluntários (V) 7 e 8.

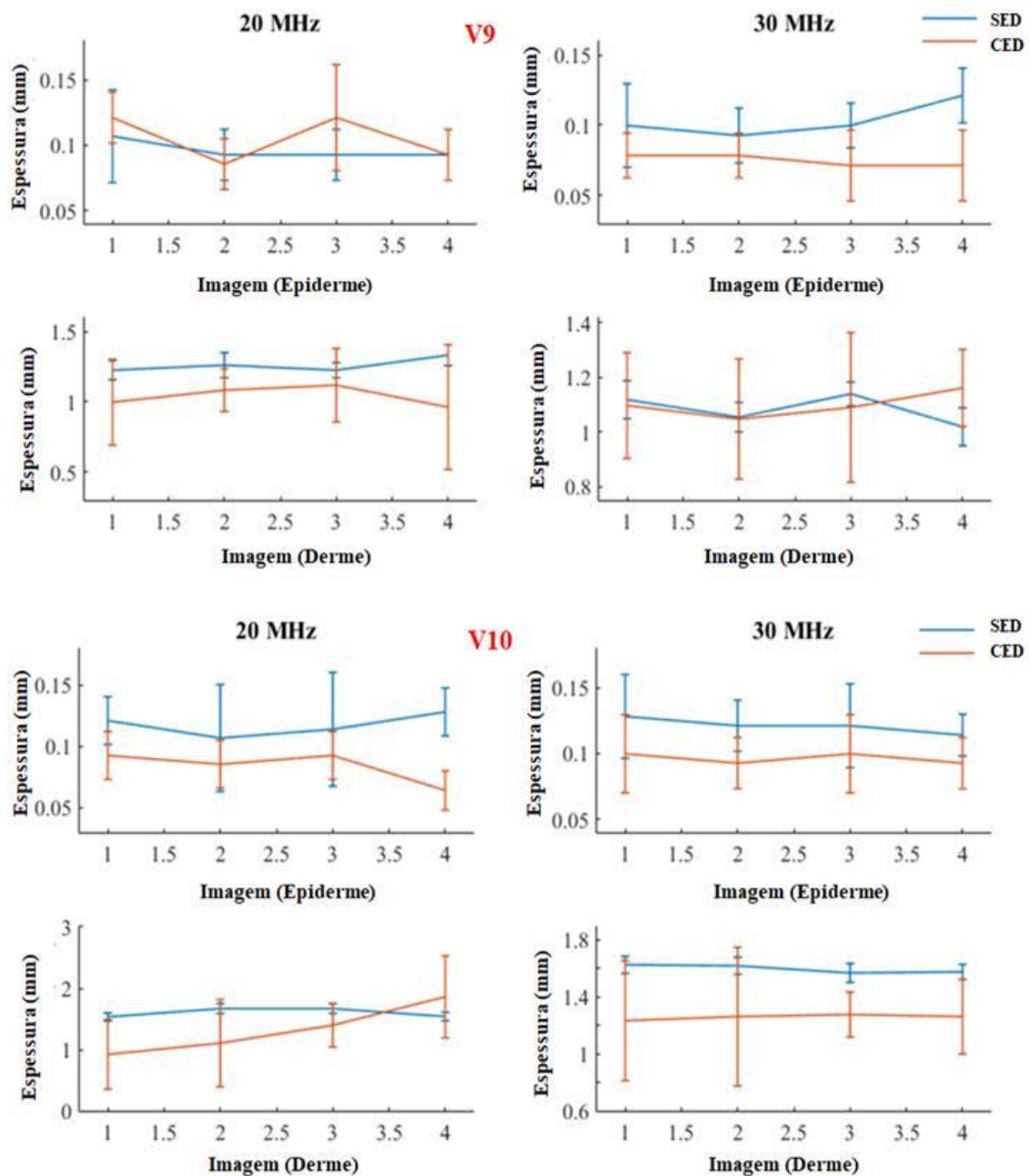


Figura 46. Média e desvio padrão da espessura da epiderme (superior) e da derme (inferior) obtidas nas frequências de 20 MHz (esquerda) e 30 MHz (direita) dos voluntários (V) 9 e 10.

APÊNDICE IV

Valores médios, desvios-padrão e coeficientes de variação do módulo de Young da pele sem estrias (SED) e com estrias (CED) dos 11 voluntários da fase II.

Tabela 10. Média, desvio-padrão (DP) e coeficiente de variação (CV) dos módulos de Young (E) da derme sem estria dérmica (SED) de distintas regiões do corpo dos 11 voluntários com o transdutor (T) na posição IS (A) com a frequência de 20 MHz.

Módulo Young (KPa)	TIS / Região SED										
	V1	V2	V3	V4	V5	V6	V7	V8	V9	V10	V11
E1	25,59	27,60	52,41	106,67	38,18	59,03	34,82	64,48	51,57	20,95	66,35
E2	21,25	21,51	51,16	83,72	55,53	48,26	36,31	62,19	33,52	21,47	66,36
E3	27,45	19,32	43,88	60,75	45,71	45,93	42,64	54,61	42,01	22,41	69,62
E4	27,48	23,32	33,38	52,18	34,19	45,62	46,61	59,70	44,88	23,88	73,56
E5	22,23	24,72	38,63	53,38	32,40	43,98	43,91	66,23	41,11	22,29	70,08
E6	18,56	21,68	37,00	59,07	28,70	42,15	38,85	66,00	31,11	20,83	60,84
E7	21,81	21,54	36,52	47,56	32,25	39,06	41,76	56,45	31,04	24,34	56,24
E8	33,12	23,81	39,46	45,80	31,70	40,79	43,93	50,65	18,82	22,88	56,16
E9	36,31	28,48	41,25	53,58	31,59	47,39	44,23	48,27	31,02	21,76	57,69
E10	41,54	25,96	39,11	45,93	25,03	43,45	39,50	54,04	35,30	21,10	50,73
Média	27,53	23,79	41,28	60,86	35,53	45,57	41,26	58,26	36,04	22,19	62,76
DP	7,37	2,93	6,21	19,54	8,94	5,53	3,78	6,43	9,18	1,22	7,48
CV	26,77	12,30	15,04	32,10	25,18	12,15	9,17	11,03	25,48	5,48	11,91

Tabela 11. Média, desvio-padrão (DP) e coeficiente de variação (CV) dos módulos de Young (E) da derme com estria dérmica (CED) de distintas regiões do corpo dos 11 voluntários com o transdutor (T) na posição IS (A) com a frequência de 20 MHz.

Módulo Young (KPa)	TIS / Região CED										
	V1	V2	V3	V4	V5	V6	V7	V8	V9	V10	V11
E1	11,75	17,86	17,60	37,20	12,43	36,42	43,06	39,96	18,82	21,43	45,78
E2	11,39	17,92	17,45	38,29	12,86	44,20	51,37	46,19	16,95	21,92	39,19
E3	10,84	17,16	17,77	45,47	14,12	48,09	50,06	49,09	18,27	25,56	46,30
E4	12,40	17,76	24,35	49,77	13,95	47,16	44,04	46,32	23,43	22,32	56,56
E5	11,73	16,08	26,09	34,32	13,29	44,54	39,56	47,87	21,76	18,92	51,15
E6	9,64	14,77	22,07	24,63	13,72	41,81	37,23	51,54	20,72	17,59	45,04
E7	10,44	15,67	22,44	24,35	15,99	38,54	34,76	44,10	28,15	17,47	50,15
E8	12,66	17,64	23,16	37,84	19,35	43,37	28,87	43,63	38,02	16,76	37,16
E9	12,33	20,88	27,26	45,95	21,94	42,70	24,96	48,41	31,59	15,32	28,70
E10	11,55	19,56	26,56	38,12	19,03	35,53	21,14	42,72	27,29	15,45	27,15
Média	11,47	17,53	22,47	37,59	15,67	42,24	37,50	45,98	24,50	19,27	42,72
DP	0,94	1,79	3,77	8,40	3,29	4,24	10,19	3,43	6,71	3,39	9,59
CV	8,22	10,24	16,78	22,35	21,00	10,04	27,18	7,47	27,38	17,56	22,45

Tabela 12. Média, desvio-padrão (DP) e coeficiente de variação (CV) dos módulos de Young (E) da derme sem estria dérmica (SED) de diferentes locais corporais dos 11 voluntários com o transdutor (T) na posição LM (B) com a frequência de 20 MHz.

Módulo Young (KPa)	TLM / Região SED										
	V1	V2	V3	V4	V5	V6	V7	V8	V9	V10	V11
E1	80,27	60,19	65,44	40,49	69,13	66,30	69,73	77,53	65,04	57,38	74,03
E2	77,40	52,27	54,86	46,72	57,94	57,46	69,69	74,09	67,26	45,57	60,89
E3	80,94	43,16	45,14	51,18	46,80	52,51	67,04	59,83	62,74	40,26	52,10
E4	78,94	32,51	42,64	54,58	31,20	49,99	70,94	57,27	58,25	43,14	60,96
E5	77,87	37,55	39,57	63,35	34,11	50,63	76,06	58,49	60,53	34,99	69,18
E6	74,33	40,96	38,43	62,30	37,03	51,45	82,55	57,68	62,56	25,33	59,78
E7	68,17	39,02	41,05	51,15	38,09	43,67	74,90	46,44	58,36	24,84	48,50
E8	65,45	37,73	43,85	48,31	44,06	41,56	74,41	47,19	61,09	34,49	50,73
E9	67,79	45,49	46,49	50,44	58,21	45,43	81,37	52,60	71,74	40,09	57,34
E10	73,11	46,08	41,34	47,86	70,44	44,35	83,26	59,28	70,05	37,07	54,89
Média	74,43	43,49	45,88	51,64	48,70	50,34	74,99	59,04	63,76	38,32	58,84
DP	5,61	8,04	8,29	6,95	14,37	7,40	5,80	10,08	4,67	9,57	8,05
CV	7,54	18,49	18,06	13,46	29,51	14,71	7,74	17,08	7,33	24,97	13,68

Tabela 13. Médias, desvio-padrão (DP) e coeficiente de variação (CV) dos módulos de Young (E) de distintas regiões do corpo, com estria dérmica (CED), dos 11 voluntários, obtidos com o transdutor(T) na posição LM (B). CED representa com estria dérmica.

Módulo Young (KPa)	TLM / Região CED										
	V1	V2	V3	V4	V5	V6	V7	V8	V9	V10	V11
E1	26,42	23,74	69,34	76,10	26,21	35,79	43,55	57,15	39,39	25,56	31,53
E2	27,14	25,58	55,72	75,49	25,47	38,38	45,13	53,22	36,10	30,73	36,85
E3	26,40	24,32	40,24	70,44	23,55	37,21	44,29	49,57	43,75	35,06	38,86
E4	28,68	24,98	40,06	61,70	26,00	35,04	45,53	49,19	54,14	33,22	28,81
E5	27,80	23,66	46,54	68,12	27,11	34,30	48,79	48,23	54,21	29,31	26,69
E6	27,68	21,61	44,83	79,66	24,95	32,34	46,26	49,52	48,18	24,99	20,05
E7	30,23	19,98	39,17	75,08	23,99	32,55	44,36	43,00	38,24	24,77	20,24
E8	31,98	21,16	45,20	68,71	20,90	34,75	43,25	44,24	33,05	23,36	23,49
E9	33,01	24,05	53,58	66,65	23,10	41,30	45,70	47,83	32,15	26,46	24,71
E10	28,41	21,56	44,12	65,81	22,45	36,86	42,64	50,79	32,06	25,83	25,18
Média	28,78	23,06	47,88	70,78	24,37	35,85	44,95	49,27	41,13	27,93	27,64
DP	2,27	1,85	9,32	5,61	1,92	2,72	1,78	4,05	8,58	3,95	6,43
CV	7,89	8,03	19,47	7,93	7,89	7,58	3,95	8,23	20,85	14,13	23,27

Tabela 14. Médias, desvio-padrão (DP) e coeficiente de variação (CV) dos módulos de Young (E) de distintas regiões do corpo, sem estria dérmica (SED), dos 11 voluntários, obtidos com o transdutor (T) na posição SM (C). SED representa sem estria dérmica.

Módulo Young (KPa)	TSM / Região SED										
	V1	V2	V3	V4	V5	V6	V7	V8	V9	V10	V11
E1	55,04	33,40	58,84	66,58	22,26	72,51	78,87	69,75	56,54	53,03	37,25
E2	45,03	32,83	51,20	44,58	17,64	53,64	80,05	53,79	47,99	48,57	39,22
E3	51,66	31,62	37,31	46,00	17,88	48,05	79,04	34,24	53,87	56,06	40,45
E4	43,31	29,05	36,73	57,99	19,58	50,74	58,38	41,91	60,27	64,50	42,15
E5	30,73	29,00	43,97	62,65	20,66	52,44	55,13	52,77	49,98	65,49	40,02
E6	29,39	27,04	41,82	63,96	20,31	47,93	78,83	50,15	39,23	54,63	34,13
E7	40,82	25,30	41,00	54,01	21,49	43,18	71,01	46,97	38,48	56,26	35,81
E8	56,20	23,71	33,38	57,06	21,11	46,90	63,80	57,09	45,36	61,62	39,01
E9	61,30	23,09	36,69	58,29	20,41	49,51	64,55	66,31	49,27	61,27	42,87
E10	44,78	20,74	37,40	59,70	20,47	43,84	65,01	66,20	39,96	57,81	41,30
Média	45,83	27,58	41,83	57,08	20,18	50,88	69,47	53,92	48,09	57,92	39,22
DP	10,53	4,34	7,79	7,20	1,47	8,31	9,35	11,35	7,47	5,31	2,79
CV	22,97	15,73	18,62	12,61	7,27	16,33	13,46	21,06	15,53	9,17	7,10

Tabela 15. Médias, desvio-padrão (DP) e coeficiente de variação (CV) dos módulos de Young (E) de distintas regiões do corpo, com estria dérmica (CED), dos 11 voluntários, obtidos com o transdutor (T) na posição SM (C). CED representa com estria dérmica.

Módulo Young (KPa)	TSM / Região CED										
	V1	V2	V3	V4	V5	V6	V7	V8	V9	V10	V11
E1	21,94	26,14	40,13	87,96	23,64	77,98	49,96	31,81	30,21	13,54	40,53
E2	17,84	30,10	35,17	74,08	19,39	76,39	43,84	37,06	31,85	14,96	21,36
E3	16,68	28,76	35,12	44,62	19,84	49,58	36,76	36,16	28,95	15,33	18,56
E4	18,44	25,99	36,22	44,42	17,16	38,85	40,03	36,96	23,45	14,00	26,08
E5	18,99	26,79	39,67	59,12	16,13	34,00	45,20	35,44	21,87	10,99	23,46
E6	17,04	29,17	36,83	62,10	15,64	31,16	44,79	35,43	23,37	8,43	19,38
E7	16,67	26,88	35,50	48,44	15,87	30,74	45,11	37,59	25,99	8,94	20,33
E8	18,17	23,80	34,75	38,81	16,04	34,28	45,55	40,43	32,57	12,83	20,70
E9	17,41	25,20	31,12	38,40	15,50	45,22	48,74	47,92	38,32	13,31	20,52
E10	14,64	24,63	27,52	45,06	15,16	40,66	48,74	46,44	32,86	13,53	18,89
Média	17,78	26,75	35,20	54,30	17,44	45,89	44,87	38,52	28,94	12,59	22,98
DP	1,89	2,05	3,71	16,37	2,72	17,55	4,04	5,05	5,23	2,37	6,57
CV	10,65	7,65	10,54	30,15	15,58	38,26	9,00	13,12	18,08	18,85	28,58

Tabela 16. Médias, desvio-padrão (DP) e coeficiente de variação (CV) dos módulos de Young (E) de distintas regiões do corpo, sem estria dérmica (SED), dos 11 voluntários, obtidos com o transdutor (T) na posição SL (D). SED significa sem estria dérmica.

Módulo Young (KPa)	TSL / Região SED										
	V1	V2	V3	V4	V5	V6	V7	V8	V9	V10	V11
E1	31,84	24,17	47,94	104,13	70,66	85,60	68,25	134,93	64,90	27,30	83,47
E2	41,59	14,63	33,68	130,91	58,72	63,20	68,87	129,53	52,93	31,01	82,29
E3	33,06	13,49	36,19	140,45	53,95	53,21	71,36	110,48	48,44	35,45	83,16
E4	26,42	16,54	48,06	101,11	56,61	54,85	67,88	97,04	48,12	37,09	81,92
E5	30,77	17,93	54,04	89,09	56,04	69,81	61,65	101,39	39,84	37,14	89,52
E6	33,16	16,84	46,09	111,87	51,18	71,19	62,66	99,26	36,26	39,02	87,46
E7	30,47	18,20	41,21	106,74	45,87	53,89	51,47	85,73	44,50	35,58	81,11
E8	32,13	18,05	41,81	83,57	44,20	54,24	56,31	68,30	54,09	32,00	68,55
E9	35,19	16,98	46,53	73,89	47,01	56,91	61,48	64,43	59,78	35,69	79,61
E10	33,90	18,09	48,79	74,61	41,42	59,72	56,21	61,39	45,31	34,07	82,18
Média	32,85	17,49	44,43	101,64	52,57	62,26	62,61	95,25	49,42	34,44	81,93
DP	3,89	2,82	6,19	22,32	8,61	10,48	6,52	25,72	8,75	3,46	5,55
CV	11,83	16,14	13,93	21,96	16,38	16,83	10,41	27,00	17,71	10,06	6,78

Tabela 17. Médias, desvio-padrão (DP) e coeficiente de variação (CV) dos módulos de Young (E) de distintas regiões do corpo, com estria dérmica (CED), dos 11 voluntários, obtidos com o transdutor (T) na posição SL (D). A sigla CED quer dizer com estria dérmica.

Módulo Young (KPa)	TSL / Região CED										
	V1	V2	V3	V4	V5	V6	V7	V8	V9	V10	V11
E1	24,23	22,30	48,58	65,23	47,30	36,29	55,15	64,99	19,18	23,56	62,84
E2	24,52	22,54	49,58	58,87	51,92	39,13	57,27	52,82	22,80	25,68	64,32
E3	23,53	21,89	51,86	41,33	37,73	39,96	61,22	49,64	27,13	26,44	67,03
E4	21,46	18,79	48,00	42,20	30,25	42,03	60,38	54,22	25,83	30,71	73,47
E5	20,71	16,23	49,79	47,98	38,19	43,04	66,27	57,64	22,40	33,40	65,22
E6	23,10	15,81	46,07	50,09	38,50	39,20	56,77	58,73	21,18	30,36	57,12
E7	23,64	17,80	42,60	51,63	34,70	37,16	49,55	56,94	21,26	29,29	44,16
E8	21,75	18,38	40,40	52,25	34,97	38,41	53,00	57,77	19,33	30,42	51,40
E9	21,86	17,04	39,23	56,06	40,83	43,58	51,19	59,09	19,21	35,40	64,73
E10	20,84	16,31	35,07	51,17	35,67	40,25	41,49	61,24	20,20	28,70	58,15
Média	22,56	18,71	45,12	51,68	39,01	39,91	55,23	57,31	21,85	29,40	60,84
DP	1,41	2,62	5,50	7,21	6,36	2,40	6,94	4,33	2,77	3,54	8,41
CV	6,23	14,00	12,20	13,96	16,30	6,02	12,56	7,56	12,66	12,05	13,82