

Avaliação Termográfica dos Padrões Térmicos de Normalidade da Vulva de Senhoras

Aida Isabel Gil Raposo

Dissertação para obtenção do Grau de Mestre em
Ciências Biomédicas
(2º ciclo de estudos)

Orientador: Prof.^a Doutora Ana Isabel Antunes Dias Rodrigues Gouveia
Co-orientador: Prof.^o Doutor Luís Carlos Carvalho Pires
Co-orientador: Prof.^o Doutor José Alberto Fonseca Moutinho

Janeiro de 2021

Dedicatória

Para os meus queridos pais.

Agradecimentos (opcional)

Primeiramente, agradeço aos meus orientadores por toda a preocupação, ajuda, suporte e por terem sido sempre incansáveis, presentes e compreensivos ao longo deste trabalho. Obrigada!

Agradeço à minha família (pais, irmãos, sobrinhos, tia e prima) e ao meu namorado pois sem eles não poderia alcançar mais uma grande etapa da minha vida.

Aos meus amigos, por todo o apoio e paciência que têm tido. Especialmente à Rita, Mariana, Igor, Mónica, Andreia e Fabiana.

E por fim, à Faculdade de Ciências da Saúde e ao Hospital Cova da Beira, pois sem a ajuda e colaboração destas instituições não seria possível a existência desta dissertação.

Resumo

A termografia por infravermelhos tem cada vez mais sido aplicada na área médica, devido a tratar-se de uma técnica com elevado potencial para detetar e acompanhar a evolução de patologias no corpo humano, dado que alterações de temperatura, isto é, apresentação de temperaturas fora dos padrões normais, estão usualmente associadas à presença de alguma disfunção. No entanto, para ser possível o uso da termografia como método de deteção de anomalias é primeiro necessário compreender quais são os padrões normais de temperatura de cada região do corpo. Assim, surge a necessidade de estudar os padrões térmicos de normalidade de todas as regiões do corpo e do desenvolvimento de bases de dados que contenham esta informação.

Indo de encontro a esta necessidade, foi desenvolvido este trabalho de investigação que tem como objetivos criar uma base de dados de termogramas da vulva de senhoras saudáveis e assintomáticas e avaliar se existe um padrão térmico da região da vulva destas mesmas senhoras.

Este trabalho iniciou-se pela aquisição termográfica de imagens da vulva de senhoras assintomáticas e aquisição de alguns dados sociodemográficos e clínicos. Foram adquiridos mais do que um termograma por cada senhora, para evitar perdas de informação. Toda a informação referente aos termogramas e aos dados recolhidos das senhoras foi armazenada na base de dados, juntamente com a análise descritiva dos termogramas.

A análise dos termogramas adquiridos iniciou-se por uma triagem, na qual se eliminaram todos os termogramas que estavam desfocados, tinham interferências térmicas, não tinham mais d duas regiões das regiões consideradas (isto é, comissura anterior, comissura posterior, clitóris, região periuretral, vestíbulo e pequenos lábios), ou que não possuíam pontos de referência suficientes. Concluída esta triagem, realizou-se o pré-processamento de imagem, onde se melhorou a qualidade das imagens óticas e se fez a uniformização térmica de todos os termogramas.

No processamento de imagem houve três fases principais, a sobreposição da imagem ótica com o termograma, sendo esta também uma fase eliminatória, a definição das ROIs e por fim, a extração da estatística descritiva de cada ROI.

Terminada a extração da estatística descritiva dos ROIs de todos os termogramas, conjugou-se a informação térmica de todos os termogramas pertencentes a uma senhora de modo a obter apenas um conjunto de dados térmicos da vulva por senhora. Utilizaram-se ainda estes dados para realizar uma transformação de dados, onde se criou uma hierarquização ou ordenação térmica das regiões da vulva, indo esta da região com temperatura média mais elevada (1^a posição) à região com a temperatura média menos elevada (6^a posição). Após a obtenção dos dados absolutos e relativos, realizou-se a arquitetura da base de dados e a análise estatística de ambos os dados.

No final deste trabalho foi possível definir o layout de uma base de dados termográfica da vulva constituída por 113 termogramas de 59 senhoras diferentes; que inclui a informação sociodemográfica e clínica das senhoras (codificação, idade, se têm ou não filhos, se têm, que tipo de parto foi, qual o historial de procedimentos cirúrgicos na vulva e historial de patologias da vulva diagnosticadas no passado) e um ficheiro para cada termograma que contém: o termograma completo, a imagem ótica, as seis ROIs, o ficheiro CSV, todas as variáveis utilizadas e calculadas durante o processamento e os resultados da estatística descritiva.

Relativamente ao padrão térmico normalizado da vulva, foi encontrado em ambos os dados, absolutos e relativos, o mesmo padrão, descrito pela seguinte ordem, da região mais quente para a mais fria: vestibulo, região periuretral, comissura anterior, clitóris, comissura posterior e pequenos lábios.

Palavras-chave

Termografia; Vulva; Padrões Térmicos; Base de Dados; Análise e Processamento de Imagem

Abstract

Infrared thermography has been increasingly applied in the medical field, because it is a technique with great potential to detect and monitor the evolution of pathologies in the human body, since temperature changes, i.e., display of temperatures outside normal ranges, are usually associated with the presence of some type of dysfunction. However, to be able to use thermography as a detection method of anomalies it is first necessary to understand what the normal temperature patterns of each region of the body are. Thus, the need to study the thermal patterns of normality of all body regions and the need to develop databases that contain this information arises.

In response to this need, this research work was developed, which aims to create a thermographic database of the vulva of healthy and asymptomatic women and evaluate if there is a thermal pattern of the region of the vulva in these women.

This study started with the thermographic acquisition of images of the vulva of asymptomatic women and the acquisition of certain sociodemographic and clinical data. More than one thermogram was acquired for each woman, to avoid loss of information. All the information regarding the thermograms and the data collected from the women was stored in the database, along with the descriptive analysis of the thermograms.

The analysis of the acquired thermograms began with a screening in which all the thermograms that were blurred, had thermal interferences, had no more than two regions of the regions considered (i.e., anterior commissure, posterior commissure, clitoris, periurethral region, vestibule, and labia minora), or that did not have sufficient reference points. Once the screening was completed, image pre-processing was performed, in which the quality of the optical images was improved and the thermal normalization of all thermograms was made.

In image processing there were three main phases, the overlay of the optical image with the thermogram, this was also an eliminatory phase, the definition of the ROIs and finally, the extraction of the descriptive statistics for each ROI.

Once the descriptive statistics of each ROI for all the thermograms were extracted, the thermal information of all the thermograms of a given woman was combined in order to have only one set of thermal data of the vulva for each woman. This data was also used to perform a data transformation, where it was created a hierarchization or thermal

ordering of the regions of the vulva, going from the region with the highest mean temperature (1st position) to the region with the lowest mean temperature (6th position). After obtaining the absolute and relative data, the statistical analysis of both data and the database layout were performed.

By the end of this work it was possible to define the layout of a thermographic database of the vulva consisting of 113 thermograms from 59 different ladies; it includes the sociodemographic and clinical information of the women (codification, age, if they have children or not, if they have, what kind of birth was, if they have any history of surgical procedures at the vulva and history of diagnosed pathologies of the vulva in the past) and a file for each thermogram that contains: the complete thermogram, the optical image, the six ROIs, the CSV file, all the variables used and calculated during processing, and the results of the descriptive statistics.

Regarding the thermal pattern of the vulva, the same pattern was found in both absolute and relative data, described in the following order, from the hottest to the coldest region: vestibule, periurethral region, anterior commissure, clitoris, posterior commissure, and labia minora.

Keywords

Thermography, Vulva, Thermal Patterns, Database, Image Analysis and Processing

Índice

1.1.	Perspetiva geral	1
1.2.	Problema em estudo e a sua relevância	1
1.3.	Revisão bibliográfica	2
1.4.	Objetivos e contribuição do trabalho	3
1.5.	Visão geral e organização da dissertação	3
2.	Vulva	5
2.1.	Estrutura anatómica da vulva	5
2.1.1.	Monte púbico	6
2.1.2.	Grandes lábios	6
2.1.3.	Pequenos lábios	6
2.1.4.	Vestíbulo	7
2.1.5.	Clitóris	8
2.2.	Irrigação sanguínea da vulva	9
2.3.	Principais patologias da vulva	10
2.4.	Metodologias normalmente usadas na avaliação da vulva	13
3.	Termografia	15
3.1.	Princípios físicos	16
3.1.1.	Corpo humano	19
3.2.	Sistemas termográficos	20
3.3.	Protocolos de aquisição de termogramas descritos na literatura	22
3.4.	Processamento e análise de termogramas	24
3.5.	Base de dados	25
3.6.	Aplicações médicas	26
3.6.1.	Aplicações ginecológicas e reprodutivas	28
3.6.2.	Aplicações na vulva	30

4.	Materiais e métodos	33
4.1.	Protocolo de aquisição de imagem	33
4.2.	Seccionamento da vulva	35
4.3.	Pré-processamento de imagens	36
4.4.	Processamento de imagem	37
4.5.	Tratamento de dados	39
5.	Resultados e discussão	42
	Conclusão	49
6.	Bibliografia	49
	Anexos	57

Lista de Figuras

- Figura 1 – Anatomia da Vulva. Retirado e adaptado de [1], página 5.
- Figura 2 – Descrição anatômica do clitóris, bulbo do vestíbulo e glândula de Bartholin. Retirado e adaptado de [2], página 8.
- Figura 3 – Descrição anatômica do espaço superficial do períneo feminino. Retirado e adaptado de [1], página 9.
- Figura 4 – Descrição anatômica do espaço profundo do períneo feminino. Retirado e adaptado de [1], página 10.
- Figura 5 – Termogramas da face. À esquerda, termograma tirado em 1995 (320 x 240 pixels) e à direita, tirado em 2011 (640 x 480 pixels). Retirado de [3], página 15.
- Figura 6 – Significado da termografia aplicada à área médica. Retirado e adaptado de [4], página 16.
- Figura 7 – Espectro da radiação infravermelha e radiações adjacentes. Expansão da região da radiação infravermelha térmica, especificando o comprimento as ondas pequenas (OP), das ondas médias (OM) e das ondas grandes (OG). Retirado e adaptado de [5], página 17.
- Figura 8 – Radiação do corpo negro em função do comprimento de onda e para temperaturas de -20 °C a 400 °C. Retirado e adaptado de [5], página 18.
- Figura 9 – Visualização dos diferentes mapas de cores térmicos num termograma facial. a) tons de cinza, b) tons brilhantes, c) HSV (uma representação alternativa do RGB), d) tons férreos, e) tons arco-íris. Retirado e adaptado de [4], página 21.
- Figura 10 – Fotografia ótica da vulva da senhora P25 (A) e seccionamento da vulva da senhora P25 em regiões (B) e (C), página 35.
- Figura 11 – Arquitetura da base de dados termográfica, página 42.
- Figura 12 – Distribuição de temperatura por região da vulva para todas as senhoras com termogramas completos. A presença de um outlier (senhora P42) esta assinalada por *. As regiões assinaladas a vermelho não apresentam diferenças estatisticamente significativas (considerando $p < 0.05$), página 44.
- Figura 13 – Temperaturas por região da vulva para todas as senhoras, exceto a senhora P42, com termogramas completos. As regiões assinaladas a vermelho não apresentam diferenças estatisticamente significativas (considerando $p < 0.05$), página 45.
- Figura 14 – Regiões com médias de temperatura estatisticamente diferentes e iguais a partir do teste t para amostras emparelhadas (para $p < 0.05$) e com a indicação dos valores das temperaturas médias para cada região, página 46.
- Figura 15 - Distribuição e valor médio dos rankings de cada região, página 47.
- Figura 16 - Regiões com rankings de temperatura estatisticamente diferentes e iguais a partir dos resultados do teste de Wilcoxon (para $p < 0.0034$ e com a indicação das posições médias no ranking para cada região, página 48.
- Figura 17 - Parecer da comissão de ética do Centro Hospitalar Cova da Beira, página 57.
- Figura 18 - Código de Matlab para realizar o alinhamento da fotografia ótica com o termograma, definição das regiões de interesse e obtenção dos valores estatísticos de cada região, página 62.
- Figura 19 - Resultados do teste de correlações e teste t para amostras emparelhadas aplicado às regiões dos pequenos lábios + clitóris, pequenos lábios e clitóris, página 63.
- Figura 20 - Dados estatísticos relativos a cada par do teste t de amostras emparelhadas das regiões da vulva. Valores referentes a todas as senhoras exceto a senhora P42, página 64.
- Figura 21 - Resultados do teste das correlações para as regiões da vulva. Valores referentes a todas as senhoras exceto a senhora P42, página 65.
- Figura 22 - Resultados do teste t para amostras emparelhadas das regiões da vulva. Valores referentes a todas as senhoras exceto a senhora P42, página 66.

Figura 23 - Resultados do teste de Friedman para o ranking das regiões da vulva.

Valores referentes a todas as senhoras exceto a senhora P42, página 67.

Figura 24 - Resultados do teste de Wilcoxon para o ranking das regiões da vulva.

Devido à tabela ser muito longa, fez-se a sua divisão (A e B), onde B é a continuação da

A. Valores referentes a todas as senhoras exceto a senhora P42, página 68.

Lista de Tabelas

Tabela 1 - Prevalência e evidências clínicas das doenças eczemáticas que afetam a vulva. Retirado e adaptado de [47], página 11.

Tabela 2 - Prevalência e evidências clínicas das doenças cutâneas inflamatórias que afetam a vulva. Adaptado de [48] e [49], página 12.

Tabela 3 - Emissividade dos diferentes tecidos humanos a 40 °C e de acordo com o comprimento de onda da radiação infravermelha. Retirado e adaptado de [6], página 20.

Tabela 4 - Descrição resumida dos artigos científicos referentes a aplicações ginecológicas e reprodutivas, página 28.

Tabela 5 - Descrição resumida dos artigos científicos referentes à vulva, página 30.

Tabela 6 - Estatísticas descritivas do termograma 'FLIR 959' da senhora P25. Todos os valores são dados em graus Celsius (°C), à exceção dos valores apresentados na última coluna (N- número de pontos de cada região), que são dados em unidades de pixel, página 39.

Tabela 7 - Estatísticas descritivas do termograma 'FLIR 960' da senhora P25. Todos os valores são dados em graus Celsius (°C), à exceção dos valores apresentados na última coluna (N- número de pontos de cada região), que são dados em unidades de pixel, página 39.

Tabela 8 - Temperatura média final e desvio médio de cada região da senhora P25. Dados obtidos após a conjugação da informação térmica de dois termogramas, página 40.

Tabela 9 - Tamanho médio absoluto e desvio padrão em unidades de pixel e Média e desvio padrão da dimensão relativa, em percentagem, de cada ROI da vulva. Valores obtidos para a totalidade dos termogramas analisados, página 41.

Tabela 10 - Temperaturas de cada região, considerando todas as senhoras com termogramas completos, página 43.

Tabela 11 - Temperaturas de cada região, considerando todas as senhoras com termogramas completos à exceção do outlier, senhora P42, página 44.

Folha em branco

Lista de Acrónimos

ROI	Região de Interesse
Ca	Comissura Anterior
Cl	Clitóris
Pl	Pequenos Lábios
Rp	Região Periuretral
Vt	Vestíbulo
Cp	Comissura Posterior

1. Introdução

A termografia por infravermelhos é uma tecnologia que tem vindo cada vez mais a despertar o interesse da comunidade científica, incluindo na área médica.

1.1. Perspetiva geral

Esta tecnologia permite a obtenção de imagens térmicas de forma não invasiva, não prejudicial à saúde, pois não usa qualquer tipo de radiação ionizante, relativamente rápida e que fornece um mapa térmico da área que se pretende visualizar. Estas imagens indicam a temperatura de um corpo ou objeto através da medição da radiação infravermelha que estes emitem [7], [8]. O seu uso na área médica assenta no facto de os seres humanos serem seres homeotérmicos, isto é, serem capazes de manter a sua temperatura constante, mesmo que esta seja diferente da temperatura ambiente. Isto ocorre através de um processo denominado de termorregulação. Nesse processo, a pele sofre alterações a nível vascular de acordo com o tipo de estímulo térmico que está a sofrer [8]–[12]. Assim, flutuações da temperatura corporal podem indicar a existência de algum tipo de disfunção [4], [8]–[15].

A termografia tem sido cada vez mais aplicada na área médica. Abrangendo vários ramos como deteção de febre e meio de rastreio de pandemias e viroses [3], [10], [15] como o caso da Covid-19 [4], cancro [4], [16], podendo este ser da mama [5], [6], [11], [17], [18] ou da pele [3], [11], [18], diabetes [4], [6], [11], doenças hepáticas [4], [6], doenças dermatológicas [5], [6], [18], doenças oculares [4], [6], doenças neurológicas [6], [18], [19], doenças reumáticas [3], [6], [10], doenças musculares [3], [18], doenças dentárias [6], [18] e doenças ginecológicas [6].

Sendo que o último ramo, a ginecologia, apresenta grande potencial para a aplicação da termografia. Isto deve-se maioritariamente ao facto de órgãos reprodutores inferiores externos femininos possuírem, em estado normal, grande vascularização e de o corpo da mulher sofrer alterações significativas tanto no tamanho como na vascularização quando ocorrem fenómenos como gravidez, excitação sexual ou presença de patologias. As alterações vasculares estão direta ou indiretamente relacionadas com variações térmicas nestas partes do corpo, podendo assim ser tema de estudo por parte da termografia [11].

1.2. Problema em estudo e a sua relevância

Neste trabalho iremos focar-nos no trato genital feminino inferior externo, mais especificamente na vulva, pois possui elevado interesse devido ao seu alto nível de vascularização. A vulva é composta pelo monte púbico, pequenos e grandes lábios, clitóris, vestíbulo da vulva e estruturas associadas ao vestíbulo da vulva [20], [21].

Existe um elevado número de patologias que podem afetar a vulva [22]–[26], destacando-se a vulvodínia e a vestibulodínia. Estas patologias são síndromes de dor crónica que afetam um elevado número de senhoras, cerca de 10 a 28% das senhoras em idade reprodutiva [27], [28] e que não apresentam qualquer sintoma visível, sendo o seu principal sintoma dor aguda ao toque

[25]. Isto conduz a uma grande necessidade de métodos precisos de detecção destas patologias, sendo a termografia um método com elevado potencial para esta função.

No entanto, para ser possível o uso da termografia como método de diagnóstico de patologias da vulva é necessário primeiro compreender quais são os padrões térmicos da vulva saudável, para posteriormente ser possível identificar termogramas da vulva que apresentem padrões térmicos diferentes destes. Para além da determinação dos padrões térmicos de uma região, no nosso caso a vulva, surge também a necessidade de base de dados ou atlas que contém termogramas normais de diferentes regiões do corpo e/ou termogramas anormais que apresentam informação térmica de uma dada patologia [3], [9], [11]–[13], [15], [29], [30].

1.3. Revisão bibliográfica

A maioria dos trabalhos de investigação que fazem uso da termografia aplicada à zona da vulva são realizados em animais e têm como finalidade analisar as variações térmicas que ocorrem perto da fase de estro, isto é, a fase do cio. Tal é o caso de [31], onde se observou um aumento de temperatura vulvar, em leitoas e porcas que já procriaram, aquando da fase de estro, e uma queda de temperatura significativa 12 a 36 horas após a ovulação. Em [32] e [33] também concluíram que porcas que se apresentam na fase de estro possuem maior temperatura da vulva do que porcas fora desta fase; ou em [34], no caso dos búfalos *Murrah*, e em [35] e [36], no caso das vacas, sendo que nos três trabalhos se visualizou um aumento térmico da vulva durante o período de estro. Por fim, Façanha et al. [37] verificaram, em cabras Canindé, um aumento de temperatura da vulva durante a fase de estro e Barros de Freitas et al. [38] um aumento de temperatura da vulva de ovelhas *Santa Ana* desde o período de estro até ao período pós-ovulação e constataram que a vulva e focinho das ovelhas são as melhores regiões anatómicas para efetuar as medições termográficas. Contudo, Talukder et al. [39] concluiu que a termografia por infravermelhos aplicada às zonas dos olhos, orelhas, focinho e vulva de vacas de pastoreio não é um método fiável para detecção do cio. E [40], ao contrário dos restantes estudos, verificou, através do uso da termografia, existir diferença na temperatura média da vulva de vacas *Braford* na fase de estro e não estro, sendo que a temperatura era menor nas que estavam na fase de estro.

Finalmente, em senhoras, [41] determinou que a termografia por infravermelhos dinâmica e ativa, ou seja, que aplica estímulos térmicos externos ao corpo em estudo, pode ser usada para determinar a eficácia do tratamento do *Líquen escleroso* da vulva por ultrassons de alta intensidade focados. Além deste trabalho ([41]), [42] fez uso da termografia para avaliar as diferenças térmicas abdominais entre senhoras férteis e inférteis e verificou que senhoras inférteis apresentam uma temperatura abdominal inferior em comparação às senhoras férteis. Ou ainda os estudos apresentados em [43]–[45], onde se usou a termografia para medir a resposta sexual a um estímulo visual, tanto em senhoras como homens, e se comprovou que durante a resposta sexual existe um aumento de temperatura na região genital de ambos os sexos. Outro exemplo é encontrado em [46], onde se avaliou a eficácia de um gel de excitação feminino, em senhoras, através da visualização das alterações térmicas da vulva, clitóris e vestibulo, sendo que se

observou um aumento de temperatura nestas regiões após a aplicação desse mesmo gel. Pode também ser vista esta aplicabilidade em [47], onde se pretendeu utilizar a termografia como ferramenta auxiliar no diagnóstico de massas mamárias e se verificou que a termografia é capaz de diferenciar lesões benignas de malignas com uma sensibilidade de 95.24% e especificidade de 72,73%.

Estes trabalhos de investigação, apesar de serem na sua maioria em animais, pavimentam o caminho para o uso da termografia na vulva e realçam o potencial desta para aplicações em humanos.

Relativamente às bases de dados termográficas, cada vez mais tem sido construídas novas bases de dados, no entanto, apenas algumas são de acesso livre [11]. Um exemplo de uma base de dados termográfica pública e de livre acesso é a base de dados *Database for Mama Research with Infrared Image* (DMR-IR), que se trata de uma base de dados online que armazena e gera imagens mastológicas para a deteção precoce do cancro da mama e que contém termogramas da mama, mamografias, ressonâncias magnéticas mamárias e ultrassons mamários, possuindo no total 3749 imagens. Outra base de dados de livre acesso à comunidade científica é a *Thermal Focus Image* [48] e contém 960 termogramas da cara e mãos. Existe também a base de dados termográfica *Hand Image Database* [49] com imagens de 100 pessoas e que é acessível a quem faça o pedido por escrito para o endereço presente no artigo. Existe também a *Plantar Thermogram Database* que consiste em 334 termogramas dos pés de 122 pessoas diabéticas e 45 não-diabéticas [50].

Contudo, na revisão de literatura efetuada, não se encontrou nenhuma base de dados termográfica da vulva.

1.4. Objetivos e contribuição do trabalho

Este trabalho tem como objetivos (1) criar uma base de dados de termogramas da vulva de senhoras saudáveis e (2) estudar os padrões térmicos de normalidade da vulva das senhoras. Pretende assim servir de base e suporte para trabalhos futuros de aplicação da termografia na área da ginecologia.

1.5. Visão geral e organização da dissertação

Nesta dissertação é apresentada uma breve descrição teórica sobre a vulva (anatomia, irrigação, patologias e métodos de avaliação) no Capítulo 2 e sobre a termografia (princípios físicos, sistemas termográficos, protocolos de aquisição, processamento e análise de termogramas e bases de dados), assim como uma sucinta revisão de literatura sobre as suas aplicações médicas (ginecológicas e da vulva) no Capítulo 3. Posteriormente será apresentado o trabalho de investigação propriamente dito, começando pelos Materiais e Métodos (Capítulo 4) onde é exposto a aquisição termográfica, o seccionamento dos termogramas e o pré-processamento e processamento de imagem e o tratamento de dados. Seguidamente são apresentados os

resultados principais obtidos e é realizada a sua consequente discussão (Capítulo 5). Finalmente são apresentadas as conclusões do trabalho e é exposta uma proposta de trabalho futuro (Capítulo 6).

2. Vulva

O sistema reprodutivo feminino pode ser repartido em dois, os órgãos reprodutores internos e externos.

Os órgãos reprodutores internos são o útero, ovários, trompas de Falópio e vagina, enquanto que os órgãos reprodutores externos, isto é a vulva ou pudendo, são compostos pelo monte púbico, pequenos e grandes lábios, clitóris, vestíbulo da vulva e estruturas associadas ao vestíbulo da vulva [20], [21].

A vulva está situada no períneo, que é a área inferior externa do músculo que forma a base pélvica. O períneo pode ser dividido em dois: a parte anterior que forma o triângulo urogenital e contém a genitália externa e a parte posterior formada pelo triângulo anal, que tal como o nome indica, contém a abertura anal [24], [21]. A vulva está maioritariamente situada no triângulo anterior, urogenital, estendendo-se apenas anteriormente para a sínfise púbica [21].

2.1. Estrutura anatómica da vulva

Quando falamos da vulva (Figura 1) é necessário referir os seus componentes, ou seja, o monte púbico, pequenos e grandes lábios, clitóris, vestíbulo da vulva e estruturas associadas a este.

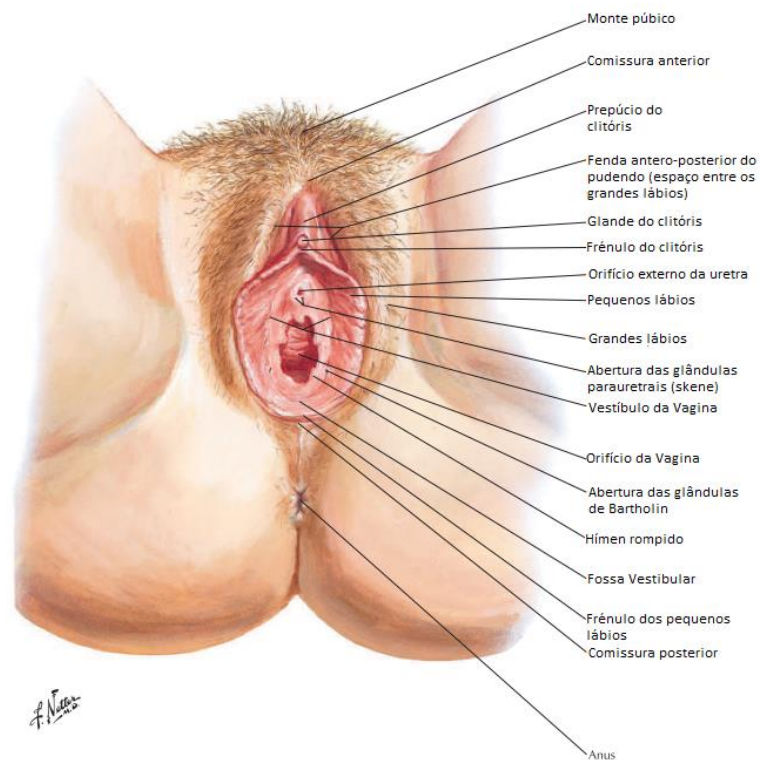


Figura 1 - Anatomia da Vulva. Retirado e adaptado de [1].

2.1.1. Monte púbico

O monte púbico é uma área em forma de triângulo invertido de tecido adiposo que contém pelos e cobre anteriormente o osso púbico [2]. A cor e forma dos pelos púbicos pode variar de acordo com o grupo étnico da mulher [21]. Este é também o local de onde partem os grandes lábios [20], [51].

2.1.2. Grandes lábios

Os grandes lábios são duas pregas cutâneas constituídas por tecido adiposo o que, por sua vez, lhes concede a sua aparência proeminente. São cobertos na face exterior por pelos púbicos e na face anterior por uma superfície rosada e lisa com folículos sebáceos [2], [21].

Estes unem-se superiormente para formar a comissura anterior e inferiormente terminam paralelos entre si, formando a comissura posterior. Lateralmente são os responsáveis por formar as barreiras da vulva [2], [52], sendo que podem estar em contacto entre si ou separados pelos pequenos lábios [20], [21].

2.1.3. Pequenos lábios

Os pequenos lábios, que se encontram no interior dos grandes lábios, são duas pregas cutâneas finas de pele pigmentada com glândulas sebáceas e écrinas. Estes, ao contrário dos grandes lábios, não possuem pelo ou gordura e são compostos por tecido conectivo com fibras elásticas e grande quantidade de pequenos vasos sanguíneos [2], [21]. As suas principais funções são proteger as estruturas internas, evitar secura vaginal e guiar o fluxo urinário [52].

Os pequenos lábios são lateralmente adjacentes ao vestíbulo. Na sua parte superior passam por baixo e por cima do clitóris, sendo que nos seus pontos superiores unem-se de modo a formar o prepúcio ou capuz do clitóris e os pontos abaixo deste formam o frénulo do clitóris. Na parte inferior ou posterior dos pequenos lábios, estes podem juntar-se e formar o frénulo dos pequenos lábios, ou podem manter-se separados [2], [53].

É devido ao arranjo dos pequenos vasos sanguíneos e existência de grande quantidade de terminações nervosas nos pequenos lábios que estes possuem a capacidade de detetar variados estímulos com grande precisão. Assim, durante a excitação sexual, há maior fluxo sanguíneo, o que provoca uma alteração de cor e um aumento significativo dos pequenos lábios. Dado que os pequenos lábios formam o capuz do clitóris, ocorrerá também a estimulação do clitóris aquando da sua manipulação [21], [51].

É também necessário realçar que os pequenos lábios são uma região que pode variar muito em tamanho e morfologia de mulher para mulher [21], [51], podendo ser visíveis através dos grandes lábios ou ser quase inexistentes. Além disso, tanto podem ser simétricos como duplos, num ou em ambos os lados [51], [54].

2.1.4. Vestíbulo

Protegido pelos pequenos lábios está o vestíbulo, no qual estão localizadas as entradas da uretra e da vagina [2], [55]. Este estende-se verticalmente desde o frênulo do clitóris até ao frênulo dos pequenos lábios e lateralmente do anel do hímen até aos pequenos lábios. A fronteira entre o vestíbulo e os pequenos lábios é demarcada pela linha de Hart e caracterizada pela mudança de epitélio, isto é, passando de epitélio não queratinizado para epitélio queratinizado nos pequenos lábios [21], [56].

É também no vestíbulo, em ambos os lados, entre a entrada do canal vaginal e os pequenos lábios, que estão localizados os ductos das glândulas de Bartholin [20], [21]. Além destas, estão também presentes outras glândulas vestibulares de menores dimensões, ou glândulas parauretrais (Skene) [20], [56]. Ambas as glândulas são responsáveis por segregar muco lubrificante no canal vaginal durante a excitação sexual e por manterem o vestíbulo húmido [20], [53].

Outras estruturas muito importantes do vestíbulo são os bulbos do vestíbulo. Estes são corpos erécteis localizados internamente nas margens laterais do vestíbulo, em ambos os lados da abertura vaginal, e que estão em contacto com as glândulas de Bartholin [2], [20]. Uma vez que os bulbos do vestíbulo são compostos por tecido eréctil, quando estimulados, aumentam de tamanho devido ao maior fluxo sanguíneo. Isto irá provocar compressão na entrada vaginal, aumentando o contacto entre a vagina e o pénis durante as relações sexuais [20], [55].

2.1.5. Clitóris

Por último, mas também muito importante, temos o clitóris (Figura 2). Este é composto pela glânde, corpo e raiz [2].

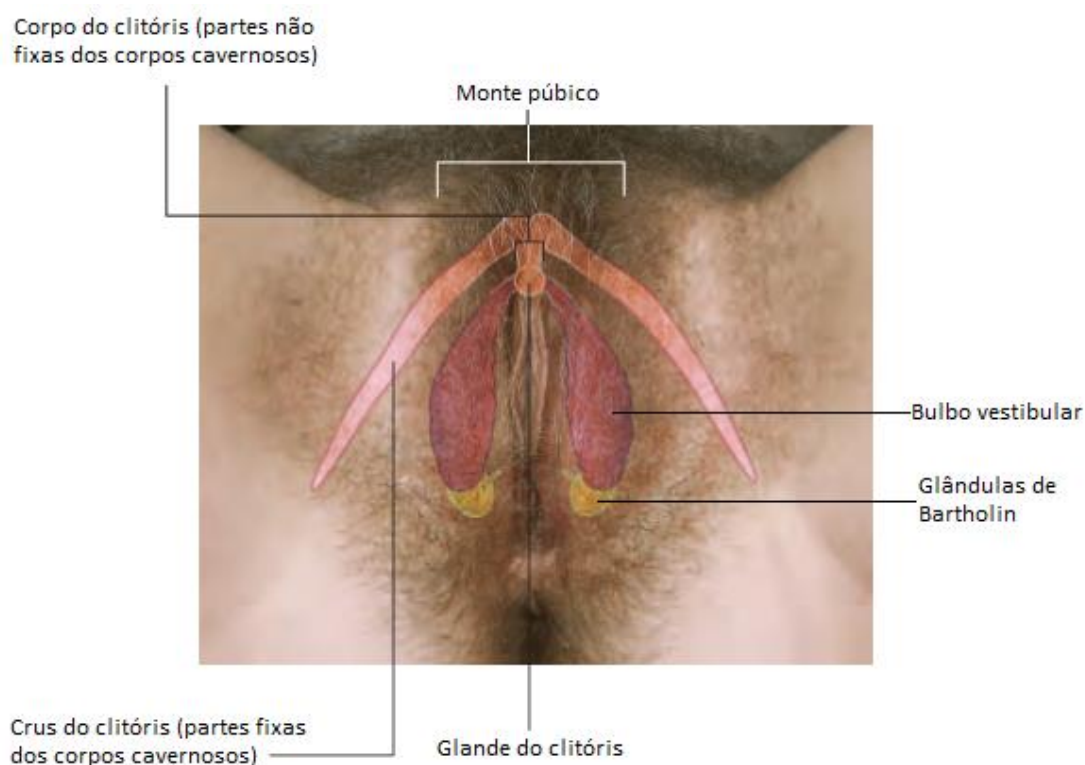


Figura 2 - Descrição anatômica do clitóris, bulbo do vestíbulo e glândula de Bartholin. Retirado e adaptado de [2].

A glânde é a parte externa do clitóris e é formada por tecido erétil, estando exposta entre as extremidades anteriores dos pequenos lábios. Tem aparência arredondada, tamanho pequeno e textura esponjosa. Esta encontra-se no final do corpo do clitóris e está também ligada aos bulbos do vestíbulo por pequenas bandas de tecido erétil. É especialmente caracterizada pela sua alta sensibilidade a estímulos, o que lhe confere grande importância no prazer e resposta sexual. O corpo do clitóris é palpável através da pele e subdivide-se para formar dois corpos cavernosos, ou seja, corpos compostos por tecido erétil, também denominadas de crus do clitóris. Estes corpos têm como função fixar o clitóris ao osso pélvico. Por fim, a raiz do clitóris é a zona onde ocorre a junção dos corpos eréteis do clitóris [2], [20], [51].

2.2. Irrigação sanguínea da vulva

A irrigação arterial da vulva é feita superiormente pelos ramos da artéria femoral e inferiormente pela artéria do pudendo, em ambos os lados [2], [22]. Mais especificamente, o monte púbico é irrigado pela artéria superficial externa do pudendo, que é um dos ramos da artéria femoral. Os pequenos e grandes lábios são irrigados pelos ramos labiais da artéria interna do pudendo. O clitóris é irrigado pelos ramos profundos e superficiais da artéria interna do pudendo e o vestíbulo é irrigado pelos ramos da artéria interna do pudendo [21], [22]. A sua drenagem venosa é feita pelas veias externas do pudendo para a veia safena. No caso do clitóris, esta drenagem é feita das veias dorsais internas para a veia interna do pudendo e das veias dorsais externas para a veia externa do pudendo e veias safenas [2], [21], [22]. Esta informação pode ser visualizada através da Figura 3 e Figura 4.

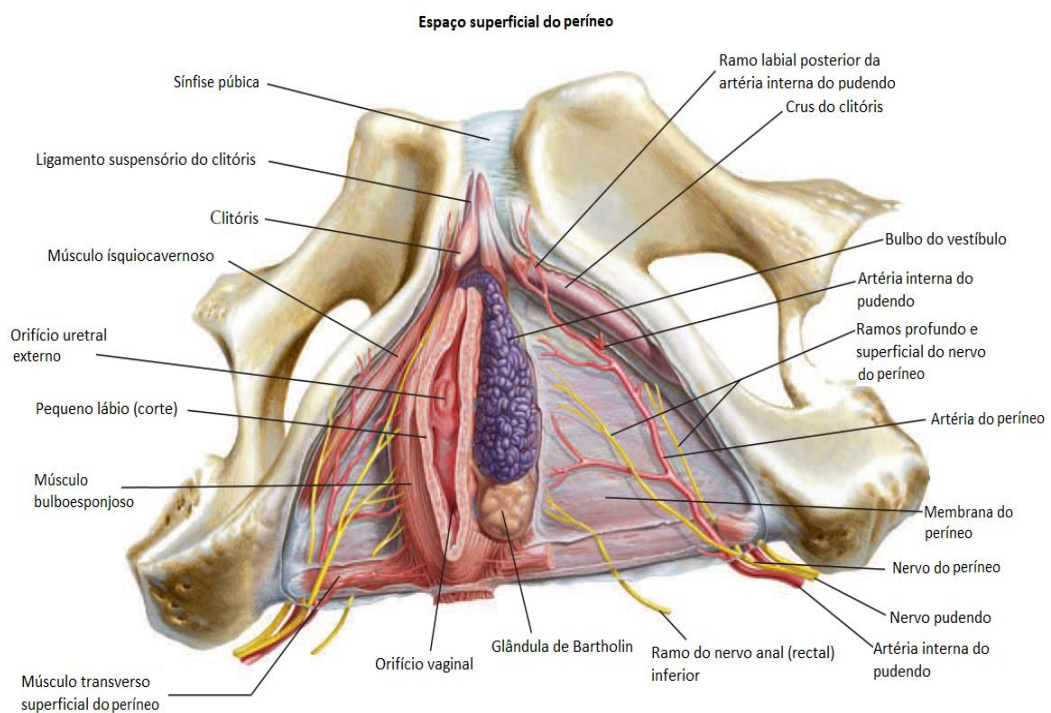


Figura 3 - Descrição anatômica do espaço superficial do períneo feminino. Retirado e adaptado de [1].

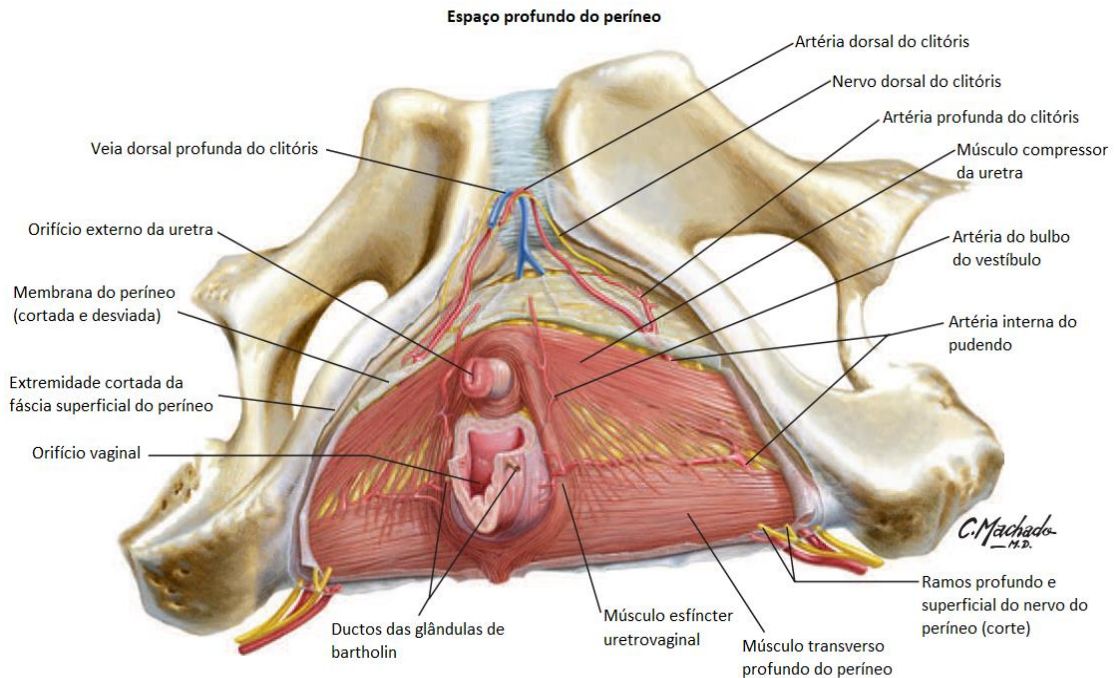


Figura 4 - Descrição anatômica do espaço profundo do períneo feminino. Retirado e adaptado de [1].

2.3. Principais patologias da vulva

As patologias que afetam a zona da vulva podem ser divididas em três categorias principais: doenças infecciosas, doenças eczemáticas e urticárias de contato, e doenças crônicas, inflamatórias e úlceras mucocutâneas.

As doenças infecciosas podem ser de origem viral, como por exemplo o herpes genital, de origem bacteriana, como as doenças sexualmente transmissíveis, de origem fúngica, como a candidíase, e doenças de origem parasítica, sendo um exemplo desta a pediculose púbica [22], [23].

As doenças eczemáticas e urticárias de contato apresentam um problema significativo a nível de cronicidade e morbidade, sendo as doenças mais comuns o líquen simples crônico, a dermatite seborreica, a dermatite atópica, a dermatite de contato irritativa e a dermatite de contato alérgica, sistêmica e não sistêmica [24]. Na Tabela 1 é feita uma breve descrição da prevalência e das evidências clínicas das doenças eczemáticas e urticárias de contato.

**Tabela 1 - Prevalência e evidências clínicas das doenças eczemáticas que afetam a vulva.
Retirado e adaptado de [47].**

Patologias	Incidência e intervalo de idades	Evidências clínicas
Líquen simples crónico	>10% em senhoras de idade entre 30 a 50 anos.	Pele espessa e áspera com placas liquenificadas de escamação eritematosa fina que se difundem de forma pouco definida na pele.
Dermatite seborreica	>5% em senhoras de idade entre 30 a 60 anos.	Erupção cutânea eritematosa pouco definida e subtilmente escamosa.
Dermatite atópica ou eczema atópico	<5% em adultos e 10-20% em crianças.	Eczema agudo: eritema intenso, edema e vesículas/pápulas. Eczema crónico: escoriações e liquenificação escamosa e seca.
Dermatite de contato	<20% em todas as idades.	Eczema agudo: eritema pruriginoso e doloroso, vesículas, edema e erosões. Eczema crónico: placas liquenificadas secas e escamosas.
Urticaria de contacto alérgica	Muito raro.	Inflamação e vermelhão repentino imediatamente após contato com o alérgico.

Por fim, as doenças crónicas, inflamatórias e úlceras mucocutâneas são doenças muito desafiadoras clinicamente e que necessitam de uma abordagem multidisciplinar. Estas são líquen plano, líquen escleroso, psoríase, vulvite das células plasmáticas, doenças das glândulas apócrinas como a Hidradenite supurativa, deficiência de vitaminas ou zinco, e doenças erosivas e ulcerativas como a doença de *Haley-Haley*. Também devem ser referidas a vulvodínia e a vestibulodínia, que

são ambas síndromes de dor crónica. Estas síndromes são maioritariamente diagnosticadas em senhoras jovens até meia idade. Estas patologias não apresentam qualquer sinal visível, sendo o principal sintoma dor aguda aquando do toque na região da vulva (vulvodínia) ou do vestíbulo (vestibulodínia) [25].

Tabela 2 - Prevalência e evidências clínicas das doenças cutâneas inflamatórias que afetam a vulva. Adaptado de [48] e [49].

Patologias	Prevalência e intervalo de idades	Evidências clínicas
Líquen plano	Afeta cerca de 1% das senhoras adultas.	Mucosa vidrada, altamente eritematosa e achatada com erosões irregulares ou pápulas achatadas e nitidamente demarcadas na pele queratinizada.
Líquen escleroso	Inicia-se principalmente em raparigas na idade da puberdade e senhoras pós-menopáusicas, mas pode aparecer em qualquer idade.	Placas semelhantes a papel de cigarro, hipopigmentadas, atróficas e brancas como porcelana. Configuração esclerótica em forma de "oito".
Vulvite das células plasmáticas	Não é conhecida a sua prevalência.	Eritema brilhante, bem definido, de cor vermelho-tijolo. Atrofia dos aspetos internos dos pequenos e grandes lábios.
Psoríase	Acredita-se que muitos casos não sejam corretamente diagnosticados.	Placas escamosas na pele queratinizada ou áreas eritematosas brilhantes nas dobras cutâneas.
Hidradenite supurativa	Pode desenvolver-se após a puberdade, principalmente em senhoras obesas e fumadoras.	Abcessos, fístulas e cicatrizes.

Úlcera aftosa	Poucas senhoras apresentam apenas úlceras aftosas vulvares.	Úlceras superficiais, dolorosas, de forma redonda ou oval, rodeadas por um círculo vermelho intenso.
Pioderma gangrenoso	Extremamente raro.	Úlceras profundas, dolorosas e demarcadas.
Vulvodínia e vestibulodínia	Observado em senhoras jovens e de meia-idade, mas também pode ocorrer em crianças	Pele com aparência normal. Dor desproporcional aquando o toque

2.4. Metodologias normalmente usadas na avaliação da vulva

Atualmente existem várias ferramentas e metodologias que são utilizadas em consultórios para avaliar a vulva. No entanto, a principal e primeiramente efetuada é a sua observação, normalmente por um especialista, isto é, um ginecologista. Segue-se uma descrição breve segundo [56].

Nesta observação é necessário verificar todos os constituintes da vulva, assim é aconselhável utilizar uma metodologia sistemática, de modo a ter a certeza que todas as partes estão incluídas e são verificadas. É necessário dar atenção à cor e textura da pele e verificar se existem lesões, úlceras, cistos, escoriações, ou algo que tenha uma aparência fora do ‘normal’. Observar a distribuição dos pelos púbicos, verificar se o prepúcio do clitóris é facilmente retratável, de modo a expor o clitóris, e observar também os orifícios das glândulas presentes no vestíbulo. Também é necessário ter em atenção que existem certas variações entre as vulvas das senhoras que podem ser confundidas por patologias, glândulas sebáceas amareladas e/ou de maiores dimensões que podem estar presentes na parte interior dos pequenos lábios são um exemplo disso.

Além da observação por um especialista, existem outras técnicas que podem ser usadas para ajudar na avaliação da vulva. Um exemplo disso é a vulvoscopia. No entanto, o papel desta na avaliação da vulva, quando a mulher apresenta sintomas, tem criado controvérsia na comunidade científica. Apesar de existirem estudos como [57] e [58] que defendem o seu uso devido à sua grande capacidade de ampliação, especialmente para diagnóstico de lesões malignas, existem estudos mais recentes, [58] e [59], que concluem que não há evidências de que a vulvoscopia seja uma técnica boa de deteção de doenças vulvares.

Após a observação da vulva, é aconselhável realizar o teste do cotonete. Este consiste em tocar na vulva com um cotonete, sendo que este toque é feito em diferentes partes, normalmente da parte mais exterior, isto é, grandes lábios, até à parte mais interior da vulva. A cada toque é pedido à

mulher que descreva o que sente, se dor, comichão, ardor ou outro desconforto. Este teste é usualmente aplicado quando se pretende avaliar a existência de vulvodínia ou vestibulodínia.

Quando se realiza a avaliação da vulva é necessário também fazer uma avaliação da vagina, isso porque existem várias patologias vulvares e vaginais em que os sintomas são iguais ou muito semelhantes. É também devido a este facto que muitas doenças são denominadas de doenças vulvovaginais. Nesta avaliação é necessário observar a rugosidade e cor das paredes vaginais e, normalmente, recolher uma amostra das secreções vaginais. Esta colheita é feita com um pouco de algodão e tem como objetivo avaliar o pH e realizar uma examinação microscópica. A avaliação do pH é um ótimo método para descartar certas doenças, como por exemplo vaginose bacteriana ou tricomoníase, que o elevam. No entanto, somente a avaliação do pH não é suficiente para fazer um diagnóstico. Existem outros testes que devem ser realizados, como a microscopia de *Wet Mount*, que é um teste no qual se avalia ao microscópio o tipo de células presentes na amostra de secreções vaginais. Outro exemplo é o teste de *Wiff*, o qual é feito misturando a amostra com cloreto de potássio 10%, e cheirando se possui ou não um odor parecido com o de peixe.

Caso necessário, pode proceder-se a uma biopsia vulvar de modo a eliminar a possibilidade da presença de tecidos malignos.

Por fim, existem também os testes de *Patch*, que são utilizados quando se suspeita de dermatite de contacto alérgica.

3. Termografia

De acordo com [60], a radiação de infravermelhos foi primeiramente observada em 1800, por William Herschel, um astrónomo que detetou raios quentes que se localizavam além da luz vermelha visível no espectro. Após a sua morte, em 1840, John Herschel, filho de William Herschel, realizou a primeira imagem termográfica da luz solar, utilizando a técnica de evaporação; este foi também o primeiro a utilizar o termo “termografia”, o qual ainda é usualmente aplicado. Os primeiros sistemas de imagiologia por infravermelhos foram desenvolvidos em meados de 1940 e aplicados na indústria médica no início de 1959. Durante os anos de 1960 a 1970 foram desenvolvidos novos sistemas de imagiologia por infravermelhos na Europa, Estados Unidos da América e Japão. Apareceram assim os primeiros termogramas a cores em 1960. Em meados a finais de 1970, surgiram minicomputadores que permitiam o processamento de termogramas. Estes possuíam ecrãs a cores, softwares que permitiam análise de imagem e armazenamento de imagens e respetiva informação. Começou assim a era da termografia quantitativa.

Até aos dias de hoje tem havido um aumento significativo da resolução de imagem dos termogramas, da adequação dos sistemas de aquisição à área que se destina e das componentes de processamento de imagem, incluindo computadores de maior resolução, mais rápidos e económicos, com maior capacidade de armazenamento e que possuem softwares apenas destinados ao processamento dos termogramas [15], [17]. Na Figura 5 é possível observar como a resolução termografia melhorou de 1995 a 2011.

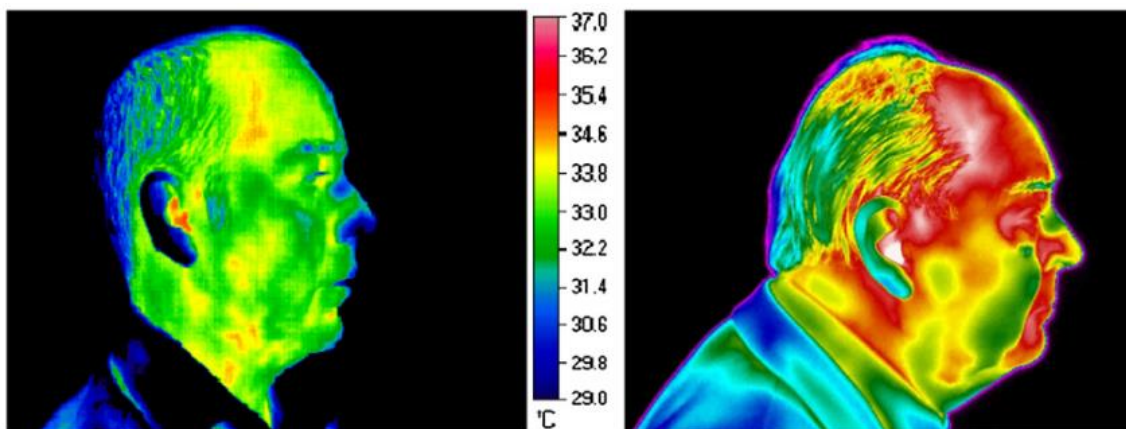


Figura 5 - Termogramas da face. À esquerda, termograma tirado em 1995 (320 x 240 pixéis) e à direita, tirado em 2011 (640 x 480 pixéis). Retirado de [3].

Esta técnica tem sido cada vez mais aplicada nas áreas médicas devido ao facto de a temperatura corporal ser um indicador do estado de saúde [4], [11] Deste modo, alterações locais de temperatura são normalmente indicadores de presença de algo anormal, como infeções, inflamações ou existência de algo maligno [9], [11] Para além disso, ser uma tecnologia não

invasiva, rápida, e que não faz uso de radiação ionizante, confere-lhe uma grande vantagem [7], [8].

A termografia aplicada à área médica corresponde ao estudo de padrões térmicos do corpo como a própria palavra indica: *termo* fazendo referência aos padrões térmicos e *grafia* fazendo referência ao registo e por conseguinte à aquisição de imagens [4] (Figura 6).

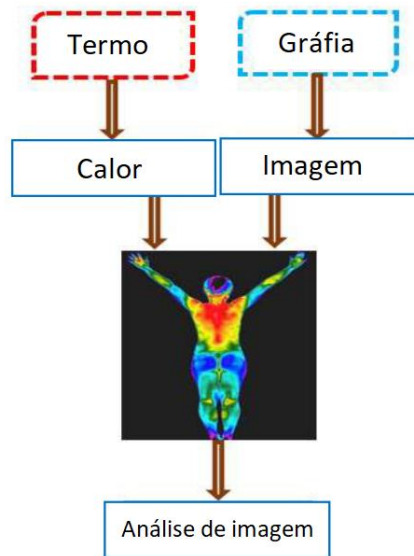


Figura 6 - Significado da termografia aplicada à área médica. Retirado e adaptado de [4].

Deste modo, os dispositivos termográficos possuem sensores de infravermelhos que recebem as emissões de radiação infravermelha libertadas pela superfície corporal e, conseqüentemente, convertem o valor destas em termogramas, ou mapas de temperatura, referentes a dada região em estudo [4], [6], [8]. Logo, estas imagens são de elevado interesse pois não só permitem a deteção de certas patologias e anomalias fisiológicas, como também, em certos casos, permitem acompanhar a evolução destas quando submetidas a tratamento [4], [8]–[15], [61]. A aquisição destas imagens tem de ser feita de forma rigorosa, sendo necessário ter em atenção vários fatores externos [62], [6].

3.1. Princípios físicos

A aquisição de imagens termográficas baseia-se numa forma de radiação eletromagnética, radiação infravermelha, que tem comprimento de onda de $0,78 \mu\text{m}$ a 1 mm [5]. No entanto, apenas uma pequena parte desta é utilizada para termografia por infravermelhos, denominada de radiação infravermelha térmica. Esta pode ser dividida em três categorias, de acordo com a sua localização no espectro de comprimento de onda, tal como ilustrado na Figura 7. Podendo ser classificadas como ondas pequenas ($0,9\text{-}1,7 \mu\text{m}$), ondas médias ($3\text{-}5 \mu\text{m}$) ou ondas grandes ($7\text{-}14 \mu\text{m}$) [5], [6]. A radiação infravermelha não necessita de meio de propagação e tem um comprimento de onda superior ao comprimento de onda da luz visível. Todos os corpos a uma

temperatura absoluta superior a 0 K, ou seja, $-273,15\text{ }^{\circ}\text{C}$, emitem radiação eletromagnética [17], [5].

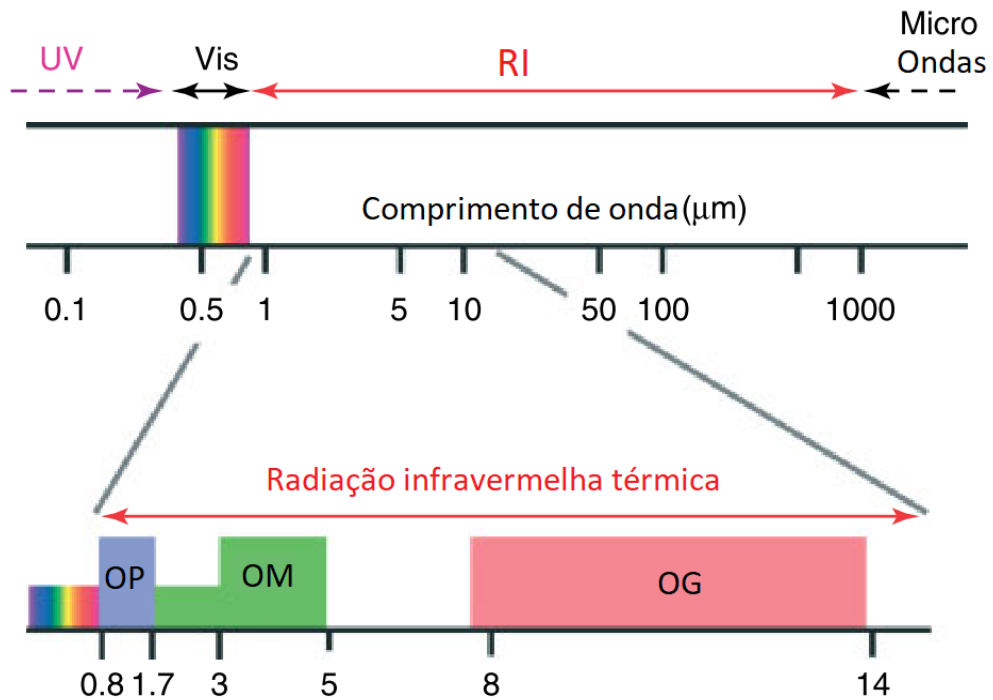


Figura 7 - Espectro da radiação infravermelha e radiações adjacentes. Expansão da região da radiação infravermelha térmica, especificando o comprimento as ondas pequenas (OP), das ondas médias (OM) e das ondas grandes (OG). Retirado e adaptado de [5].

As imagens termográficas são uma representação da radiação de infravermelhos que um corpo emite [4], [6]. O valor da radiação emitida e a sua distribuição em termos de comprimento de onda dependem da temperatura que o corpo ou objeto tem, da sua emissividade e das suas características físicas como área, curvatura e tipo de superfície [5], [17]; sendo que existe uma relação direta com a temperatura, isto é, quando mais elevada a temperatura de um corpo mais radiação este liberta [17]. O facto de a radiação total emitida por um corpo se alterar com a temperatura, permite que a termografia seja utilizada para avaliar padrões de variação térmica de um objeto de forma instantânea [4]. É também necessário realçar que o comprimento de onda onde o valor de radiação emitida é máximo, diminui caso a temperatura do corpo aumente [5], [17]. Esta relação é mais facilmente evidente num corpo negro (Figura 8) e a lei que a descreve e nos fornece o pico do comprimento de onda é a lei do deslocamento de Wien:

$$\lambda_{max}T = 0.002898, \quad (1)$$

onde,

λ_{max} = comprimento de onda (em metros) onde a intensidade da radiação é máxima.

T = Temperatura em Kelvins ($^{\circ}\text{K}$).

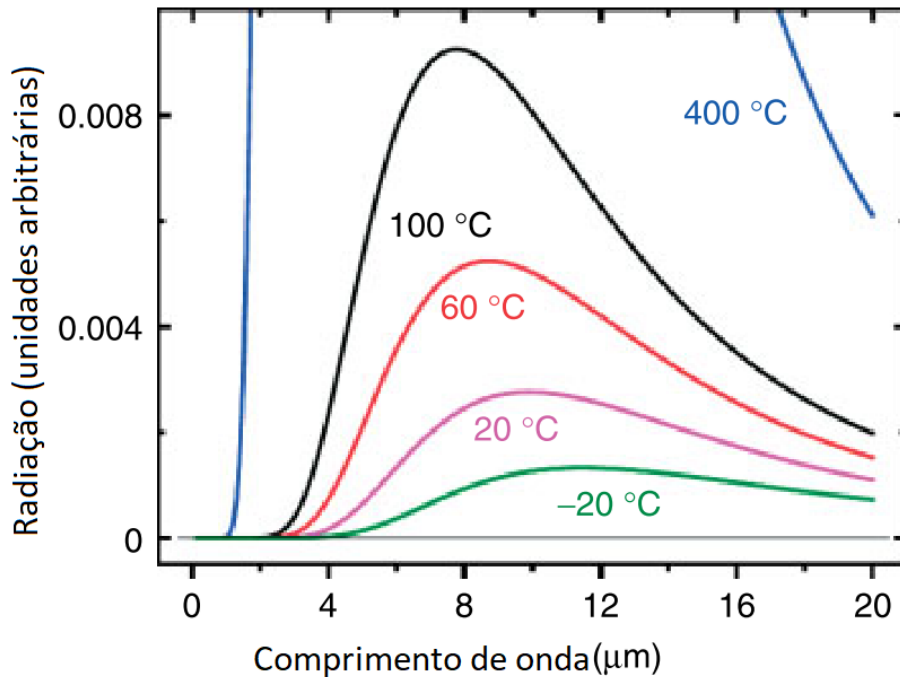


Figura 8 - Radiação do corpo negro em função do comprimento de onda e para temperaturas de -20 °C a 400 °C. Retirado e adaptado de [5].

De acordo com a lei de Planck, um corpo negro pode ser definido como um recetor/emissor perfeito, ou seja, um objeto que hipoteticamente absorve toda a radiação que nele incide e emite mais radiação que qualquer outro corpo à mesma temperatura. Ou seja, um corpo negro possui uma emissividade (ϵ) igual à unidade. A emissividade de um corpo é a medida correspondente à capacidade que este possui em emitir radiação comparativamente a um corpo negro à mesma temperatura. Os seus valores estão assim obrigatoriamente compreendidos entre 0 e 1 ($0 \leq \epsilon \leq 1$) [6], [17].

A equação de Planck descreve as características da radiação emitida por um objeto em termos de poder emissivo. Assim a equação é dada por:

$$E_{\lambda} = \epsilon_{\lambda} \frac{2\pi hc^2}{\lambda^5} \left[\exp\left(\frac{hc}{\lambda kT}\right) - 1 \right]^{-1} \text{ W cm}^{-2} \mu\text{m}^{-1}, \quad (2)$$

onde,

h (constante de Planck) = 6.6261×10^{-34} J s.

C (velocidade da luz no vácuo) = 2.9979×10^8 m s⁻¹.

K (constante de Boltzmann) = 1.3807×10^{-23} WsK⁻¹.

T = Temperatura em Kelvins (°K).

ϵ_{λ} = Emissividade de uma superfície a um dado comprimento de onda.

E_{λ} = Poder emissivo por unidade de comprimento de onda e unidade de área [$\text{W cm}^{-2} \mu\text{m}^{-1}$].

É possível utilizar a função de Planck para determinar o poder emissivo total de um corpo negro, E_b . Para tal, é necessário integrar esta função para todos os comprimentos de onda (0 a ∞). Obtendo-se como resultado a lei de Stefan-Boltzmann [6], [17].

De acordo com a lei de Stefan-Boltzmann, a quantidade de radiação emitida por um corpo negro, E_b , é proporcional à sua temperatura termodinâmica, T, também denominada de temperatura absoluta, isto é, em Kelvin, elevada à quarta potência [5], [6], [17]. A equação que representa esta lei é a seguinte:

$$E_b = \sigma T^4 \text{ Wm}^{-2}, \quad (3)$$

onde σ é a constante de Stefan-Boltzmann, com valor de $5.669 \times 10^{-8} \text{ Wm}^{-2} \text{ K}^{-4}$.

No entanto, na natureza não existem corpos negros, apenas corpos que se assemelham a este. Alguns destes corpos podem ser denominados de corpos cinzentos. Sendo objetos que possuem um valor constante de emissividade para todos os comprimentos de onda. Isto é importante uma vez que na maioria das aplicações termográficas a emissividade é considerada constante, independentemente do comprimento de onda ou temperatura do corpo [17]. Assim, é necessário adequar a lei de Stefan-Boltzmann para se poder aplicar a superfícies reais, maioritariamente corpos cinzentos, ficando:

$$E_c = \varepsilon \sigma T^4 \text{ Wm}^{-2}, \quad (4)$$

onde ε é a emissividade da superfície do corpo cinzento a um determinado comprimento de onda e temperatura absoluta, sendo que para corpos reais tem sempre um valor inferior a 1 [5], [6], [17].

3.1.1. Corpo humano

O comprimento de onda das radiações infravermelhas emitidas pela pele humana estão entre 2 a 20 μm , possuindo um pico médio em 9-10 μm [6], [17]. Usando a equação de Planck e a lei de Wien foi também descoberto que cerca de 90% da radiação emitida pela pele humana está localizada nos comprimentos de onda mais longos, ou seja, entre 6 a 14 μm [17]. É também devido a isto que a maioria dos instrumentos de deteção de radiação infravermelha na área médica possuem uma banda de deteção restrita, normalmente entre 8 a 12 μm [6]. É habitual designar esta banda de comprimentos de onda como radiação infravermelha corporal [6], [17].

Relativamente à emissividade, a pele humana comporta-se quase como um corpo negro, ou seja, tem uma emissividade próxima da unidade [3], tendo valores entre 0.96-0.98 no geral, e 0.98 ± 0.01 para comprimentos de ondas de 2-14 μm [3], [6]. Na Tabela 3 são apresentados os valores de emissividade para vários tipos de tecidos.

Tabela 3 - Emissividade dos diferentes tecidos humanos a 40 °C e de acordo com o comprimento de onda da radiação infravermelha. Retirado e adaptado de [6].

<i>Tecido</i>	<i>Emissividade (ϵ)</i>
<i>Pele escura (3-12 μm)</i>	0.98 ± 0.01
<i>Pele clara (3-14 μm)</i>	0.97 ± 0.02
<i>Pele queimada (3-14 μm)</i>	0.97 ± 0.02
<i>Epicárdio (fresco: 0,5h) (3 μm)</i>	0.85
<i>Epicárdio (fresco: 0,5h) (5 μm)</i>	0.86
<i>Epicárdio (9 dias a -20 °C)</i>	0.99
<i>Pericárdio (3 μm)</i>	0.88
<i>Pericárdio (5 μm)</i>	0.94
<i>Pericárdio (9 μm)</i>	0.95

Não existe uma diferença significativa na emissividade entre peles mais escuras, mais claras e bronzeadas, ou entre pele *in vivo* ou *in vitro*. No entanto, a aplicação de cosméticos pode levar a alterações da emissividade da pele [6], [17].

3.2. Sistemas termográficos

Os sistemas de aquisição termográfica ou câmaras térmicas podem ser divididas em dois tipos, câmaras de imagem e câmaras de medição, de acordo com a sua funcionalidade. As primeiras mostram apenas um mapa de cores referente a temperaturas aproximadas. Enquanto que as segundas são calibradas pelos fabricantes e têm como principal função a medição das diferentes temperaturas [63]. Assim, as primeiras tornam-se mais baratas e são normalmente usadas em aplicações onde é mais importante a relação entre temperaturas do que a medição exata de temperaturas, como por exemplo, nas câmaras de vigilância noturnas ou câmaras de segurança. No entanto, na termografia aplicada à medicina, o valor de temperatura em cada pixel tem uma importância elevada, pois pode indicar se existem, ou não, mudanças fisiológicas na zona do corpo em observação, sendo assim necessário o uso de câmaras térmicas de medição [64].

Além disto, os sistemas de aquisição podem ser divididos pelo tipo de aquisição, ou seja, termografia ativa ou passiva [4], também denominadas de dinâmica ou estática [6], ou pelo tipo de detetores que utilizam, podendo ser detetores arrefecidos ou não arrefecidos.

Relativamente ao tipo de aquisição, a aquisição ativa consiste na excitação do corpo em estudo através da aplicação de um estímulo externo que conseqüentemente transmite energia externa ao corpo. Seguidamente procede-se à medição da resposta térmica do corpo. Devido a isto, podemos considerar que a termografia ativa é um processo dinâmico, e que para uma análise correta devemos adequar os métodos de processamento. Contrariamente à termografia ativa, a termografia passiva, ou estática, consiste em direcionar a câmara termográfica na direção do

corpo e avaliar as distribuições térmicas instantâneas, sendo que não é aplicado qualquer tipo de estímulo externo [4], [6].

A nível do tipo de detetores térmicos, temos os detetores arrefecidos, que possuem uma unidade de refrigeração, e os não arrefecidos, que trocam calor exclusivamente com o meio ambiente [6], [63], [65]. As primeiras câmaras termográficas possuíam detetores térmicos arrefecidos, normalmente de $-70\text{ }^{\circ}\text{C}$ a $-200\text{ }^{\circ}\text{C}$, com a finalidade de estabilizar o detetor para ser possível este ter boa sensibilidade na deteção da energia infravermelha [63]. Mas após a introdução dos detetores do tipo microbolómetro, em 1997, deixou de existir a necessidade dos detetores térmicos arrefecidos, porque os detetores térmicos do tipo microbolómetro, que são detetores não arrefecidos, são eletricamente estáveis [6], [63], [65].

Assim, atualmente, as câmaras termográficas com detetores não arrefecidos são mais leves, mais rápidas, mais económicas e fiáveis. No entanto, a sua sensibilidade é menor, sendo esta da ordem de $0.05\text{ }^{\circ}\text{C}$ enquanto que a dos arrefecidos é de cerca de $0.01\text{ }^{\circ}\text{C}$ [6], [63].

De forma geral, podemos dizer que uma câmara termográfica é um dispositivo que direciona a radiação infravermelha para um conjunto de detetores térmicos, sensíveis aos comprimentos de onda da radiação infravermelha, presentes na matriz de plano focal e que nos dá um sinal elétrico de saída proporcional ao poder radiante detetado [17], [62]. O sinal elétrico é convertido e processado de modo a formar as imagens digitais, originando assim o chamado termograma, que se trata de uma imagem na qual são visíveis as diferenças térmicas [4], [62]. Estes mapas térmicos podem ser gerados em diferentes esquemas de cor, como demonstrado na Figura 9, com diferentes opções: tons de cinza, tons férreos, tons brilhantes, RGB, arco-íris, HSV (representação alternativa do RGB) [4]. Estas podem variar conforme o modelo, marca e função da câmara termográfica usada [3].



Figura 9 - Visualização dos diferentes mapas de cores térmicos num termograma facial. a) tons de cinza, b) tons brilhantes, c) HSV (uma representação alternativa do RGB), d) tons férreos, e) tons arco-íris. Retirado e adaptado de [4].

3.3. Protocolos de aquisição de termogramas descritos na literatura

Uma vez que a temperatura de um corpo depende não só desse corpo, mas da interação deste com o meio ambiente que o rodeia, é necessário, sempre que se realizam aquisições termográficas, recorrer a protocolos de aquisição que contemplem essa mesma interação [6], [65], [66]. A necessidade de seguir um protocolo adequado é especialmente sentida na área médica, dado que a temperatura superficial do corpo humano pode variar pouco a cada milímetro, sendo o gradiente térmico da pele normal, isto é, sem patologias, cerca de 0.2°C a $0.5^{\circ}\text{C}/\text{mm}$ [17]. Assim, é necessário realizar as aquisições termográficas em ambientes controlados. O uso destes protocolos é recomendado porque existem vários fatores que podem influenciar o termograma obtido, de modo que, para ser possível analisar e comparar imagens termográficas é necessário saber quais são estes fatores, tentando mitigar a sua influência sobre o corpo, ou objeto, em estudo [6], [10], [65], [66].

Estes fatores podem ser ambientais, como o tamanho da sala, a temperatura ambiente, a presença de luz solar, a humidade do ar e a pressão atmosférica, fatores técnicos, isto é, o tipo de câmara utilizada, a distância da câmara ao objeto, as especificações do software da câmara, o protocolo de aquisição e análise de resultados. Podem também ser fatores individuais como o sexo, a idade, a condição física e o estado de saúde [4], [10], [66].

Apesar de se saber que o uso de protocolos de aquisição reduz significativamente os erros associados à termografia, existe apenas informação vaga acerca destes, não existindo nenhum que seja universalmente aceite, mudando em vários aspetos de acordo com a região que se pretende analisar e com o tipo de análise que se pretende fazer [12]. No entanto, existem alguns aspetos que são comuns entre protocolos. Estes aspetos são referentes aos fatores ambientais, técnicos e individuais, referidos acima [4], [65].

Assim, a sala onde é feita a aquisição termográfica deve ser especificada em termos de temperatura, humidade, fluxo de ar e outras condições térmicas de acordo com o tipo de exame que se irá realizar [65], [66], [67]. Deve ter um tamanho adequado, de modo a ser possível existir uma distância até dois metros entre o paciente e a câmara termográfica [67]. A humidade relativa da sala deve ser de 45 a 60% [5]. Deve ter uma temperatura constante entre 18°C a 25°C [5], [12], [65], [67], dependendo esta do tipo de exame que se pretende fazer. Isto é, se estivermos a analisar zonas corporais que estão expostas durante mais tempo e que tem maior área de superfície, devemos evitar as temperaturas mais baixas para não provocarmos desconforto e consequentemente reações corporais de vasoconstrição [6], [67]. Se estivermos a tentar visualizar lesões inflamatórias devemos utilizar uma temperatura mais baixa, normalmente 20°C , pois estas são mais evidentes em ambientes mais frios. No caso da exame de extremidades, devemos ter uma temperatura ambiente mais quente, usualmente de 22°C a 24°C , para diminuir a influência do sistema nervoso simpático. Esta temperatura deve ser alcançada e mantida pelo menos 1 hora antes e deve ter uma precisão superior a 1°C [67]. O

fluxo de ar deve ser inferior a 2 m/s e a iluminação deve possuir proteções de modo a não incidir diretamente no corpo. Caso a sala possua janelas, estas devem ter as cortinas ou estores fechados para prevenir incidência da radiação solar [5], [6], [65]. De preferência, deve estar presente um termómetro na sala, de modo a ser possível visualizar sempre a sua temperatura ambiente [67]. O ar condicionado presente deve ser capaz de compensar o número máximo de pessoas presentes na sala e não deve estar numa localização onde o fluxo de ar incida sobre o paciente [5], [67]. Caso exista, o mais adequado é o uso de ar condicionado que esteja integrado no teto da sala com dispersão do fluxo de ar uniformemente por toda a sala [67]. Todo o tipo de equipamento desnecessário deve ser removido da sala de exame, de modo a evitar ao máximo reflexão de radiação térmica [65], [67].

Relativamente aos fatores individuais, deve ser pedido ao paciente que evite a aplicação de substâncias químicas, como cremes, loções, perfumes e outros na área a ser analisada, pois estes podem isolar termicamente a pele [5], [6], [12], [65], [67]. Também deve evitar o consumo de tabaco, bebidas alcoólicas e refeições pesadas até duas horas antes do exame termográfico, para que não ocorra uma alteração significativa no metabolismo [5], [12], [65], [67]. É também necessário evitar o uso de roupa muito apertada e a realização de exercício físico intenso até vinte e quatro horas antes do exame [5], [12], [65], [67]. O paciente deve também informar o examinador caso esteja a tomar alguma medicação ou possua alguma patologia ou inflamação [65], [67]. À chegada, o paciente deve passar por um processo de aclimatização. Este consiste, normalmente, na remoção da roupa que cobre a área que irá ser analisada e demora normalmente entre 10 a 20 minutos. Podendo em certos casos ser realizada sem a remoção da roupa, dependendo da zona que se pretende analisar. Durante este período é aconselhável que o paciente permaneça em repouso de modo a evitar estímulos e toques na zona de interesse [5], [6], [12], [65]–[67].

Por fim, relativamente aos fatores técnicos, isto é, fatores relacionados com a câmara termográfica e a aquisição de termogramas, temos de ter várias questões em consideração. Primariamente, é necessário o uso de uma câmara termográfica calibrada, podendo esta calibração ser ou não manual. Isto porque a grande maioria dos sistemas atuais já possuem uma referência térmica interna, não sendo assim obrigatório realizar calibração manual [5], [65], [67]. Além disto, é necessário verificar antes da aquisição termográfica se o equipamento necessário para a aquisição está disposto corretamente, sendo para tal recomendado o uso de uma *checklist* [65]. Deve ligar-se a câmara termográfica pelo menos 15 a 20 minutos antes da primeira aquisição, para que os seus componentes alcancem um equilíbrio eletrónico [5], [65]. Durante as aquisições deve manter-se a distância e posicionamento entre a zona de interesse e a câmara. Se possível a câmara deve posicionar-se perpendicularmente à superfície em análise. A posição na qual os pacientes se encontram deve ser sempre constante, de modo a ser possível comparar os termogramas entre pacientes [5], [65], [67].

3.4. Processamento e análise de termogramas

Para ser possível realizar uma aquisição termográfica é necessária uma câmara termográfica adequada ao tipo de aquisição e um sistema que permita a visualização dos termogramas e o seu consequente processamento e análise [5].

Atualmente, esta visualização, processamento e análise de termogramas é feita digitalmente, usando um computador pessoal, para o qual já é possível obter softwares dedicados ao processamento e análise de termogramas [6], [68]. Alguns destes softwares são normalmente fornecidos e/ou indicados pelos fabricantes das câmaras termográficas. No entanto, poucos destes são desenvolvidos especialmente para aplicações médicas [67]. Sendo assim, estes são normalmente usados para a visualização e padronização dos termogramas, como por exemplo a aplicação do mesmo intervalo de temperaturas em todos os termogramas, possibilitando a sua comparação [3].

O processamento de imagem numa experiência termográfica pode ser dividido em duas fases [5]. A primeira ocorre no interior das câmaras termográficas e é realizado automaticamente no sistema da câmara termográfica, isto é, estas operações de processamento podem ocorrer no chip interno da câmara [6], [11], [67]. Aqui calcula-se a temperatura de um objeto a partir dos sinais do detetor e usando os valores de calibração da câmara e outros fatores como a emissividade e distancia ao objeto [5]. A segunda fase ocorre após a aquisição termográfica, e tem como principais funções melhorar o aspeto das imagens óticas, de modo a facilitar a interpretação tanto humana como computadorizada dos termogramas, e preparar as imagens para a extração de informação quantitativa e qualitativa [5]. Para tal são aplicados variados algoritmos que permitem controlar de forma dinâmica o contraste, preservar arestas e remover ruído dos termogramas [4]

A análise e interpretação dos termogramas pode ser feita manualmente e/ou através de softwares [62]. No caso da análise de interpretação manual, a probabilidade de existirem erros humanos é maior e diretamente dependente da experiência do técnico que os analisa [69]. No caso da análise auxiliada por softwares, existem menos erros humanos associados, e é possível extrair informação térmica, tanto quantitativa como qualitativa, mais facilmente [13]. Um exemplo dessa informação térmica é a média, mediana, máximo e mínimo de uma região de interesse (ROI) [62]. Existem vários softwares que permitem analisar os termogramas, como o *Bath thermal imaging software* (BTHERM), *Altair* e *Matlab* [4], [6], sendo o Altair e Matlab normalmente mais usados devido, principalmente, ao seu fácil acesso a investigadores e técnicos e à sua rapidez de processamento [6].

A definição da ROI num termograma é de elevada importância pois melhora significativamente a qualidade da informação adquirida [65]. Mas para tal é necessário escolher o tipo de máscara da ROI que melhor se adequa à área que se pretende analisar, permitindo assim diminuir os erros associados à ROI e otimizar a informação contida nela, evitando que informação importante seja

excluída da ROI e que informação desnecessária seja incluída. Atualmente a definição da máscara da ROI pode ser feita usando formas geométricas, ou ser desenhada à mão [70].

Algoritmos de machine learning têm sido cada vez mais aplicados na análise termográfica para facilitar e automatizar o processo de classificação da informação extraída. No entanto, para aplicar este tipo de método é necessário ter um número elevado de termogramas segmentados, analisados e classificados, isto é, é necessária a existência de bases de dados de termogramas [29], [71], [72].

3.5. Base de dados

Com o aumento do conhecimento sobre a termografia e da sua implementação, principalmente em diagnósticos médicos, tem-se vindo cada vez mais a reconhecer a necessidade da existência de base de dados ou atlas que contenham tanto termogramas ditos normais, de todas as partes do corpo, como termogramas anormais que apresentem informação térmica associada a uma dada patologia, tal como descrito por [3], [9], [11]–[13], [15], [29], [30].

Ao longo dos anos têm vindo a ser desenvolvidas formas de tentar colmatar esta falha, resultando assim na existência de algumas bases de dados. No entanto, são poucas as bases de dados que se encontram acessíveis ao público [11]. Alguns exemplos destas são a DMR (do inglês *Database for Mastology Research*) que se trata de uma base de dados online que armazena e gere imagens mastológicas para deteção precoce do cancro da mama. Esta contém termogramas mamários, mamografias, ressonâncias magnéticas mamárias e ecografias mamárias [4]. A base de dados de imagens térmicas mamárias do *Visual Lab*, que contém no total 3534 termogramas captados por uma câmara termográfica FLIR SC620, de resolução 640 x 480 pixéis e a base *Thermal Focus Image* que tem disponível 960 termogramas da cara e mãos, são das bases de dados mais conhecidas e citadas [11].

Contudo, ainda existe uma grande escassez de bases de dados principalmente de termogramas padrão [3], [11], [13]. Estas são muito importantes para perceber quais os intervalos térmicos normais de uma dada região de interesse, possibilitando assim usar a termografia como um método de deteção precoce ou como uma ferramenta auxiliar de diagnóstico [11].

3.6. Aplicações médicas

Ao longo dos anos a termografia tem demonstrado cada vez mais a sua utilidade em várias áreas, como por exemplo, vigilância ou engenharia civil. No entanto, tem sido apenas nos últimos anos que a sua importância tem aumentado na área médica [13].

O seu uso nesta área tem criado alguma controvérsia devido às suas limitações como o facto de os tecidos biológicos possuírem uma condutibilidade térmica baixa, a influência dos processos metabólicos ou o comportamento natural do fluxo e a distribuição de temperatura entre diferentes tecidos, num paciente vivo. E principalmente devido à falta de imagens de referência, isto é, bases de dados compostas por termogramas ditos normais e falta de protocolos de aquisição [13].

Contudo, a termografia é uma técnica de imagiologia que apresenta vantagens muito importantes como o facto de não ser invasiva e não utilizar radiação ionizante como a maioria das outras técnicas de imagiologia. Além disso, esta permite-nos obter a distribuição térmica da área que estamos a observar, fornecendo-nos informação fisiológica que pode ser usada para detetar anomalias. Ou seja, a temperatura corporal do ser humano é considerada um parâmetro vital e pode ser usado para monitorizar a saúde de um indivíduo e diagnosticar várias doenças. Assim, flutuações neste parâmetro podem indicar que existe algum tipo de disfunção física [4], [8], [10], [12], [13], [15], [30]

Isto deve-se ao facto de os seres humanos serem seres homeotérmicos, ou seja, são capazes de gerar e regular os seus valores de temperatura essenciais para tentar sobreviver em ambientes extremos. Este controlo de temperatura ocorre através de um processo denominado de termorregulação. Neste processo a pele sofre alterações a nível vascular de acordo com o tipo de estímulo térmico que está a sofrer. Por exemplo, se houver um aumento de temperatura, o corpo envia sinais neurológicos que irão ativar mecanismos de perda de calor, como vasodilatação, transpiração, exalação e redução da taxa metabólica. Assim, este processo é importante para manter o estado de homeostase, ou seja, um ambiente relativamente constante dentro do corpo humano em relação às funções e composições dos fluidos e tecidos corporais [8]–[10], [12]. A temperatura corporal humana é mantida num intervalo estrito de 33 °C a 42 °C [6]. Sendo que temperaturas fora deste intervalo ou próximas dos extremos são indicadoras de disfunção, e podem afetar os processos bioquímicos do corpo [8]–[12]. E mesmo dentro do intervalo podem existir situações em que essas temperaturas são indicadoras de algum tipo de problema, dependendo também da zona corporal que estamos a considerar.

O ser humano é também caracterizado pela sua simetria, estando esta também presente ao nível térmico em pessoas saudáveis [5], [13]. Esta simetria ocorre ao nível da magnitude do sinal e dos padrões térmicos [15]. Assim as mesmas regiões, localizadas em partes colaterais do corpo de um indivíduo saudável, apresentam um termograma muito semelhante [73], tendo no máximo uma diferença de distribuição térmica de 0.5 °C [12]. Devido a isto, a observação de assimetria deve ser

considerada como um sinal de preocupação, pois normalmente é indicador de patologias músculo-esqueléticas ou inflamatórias que induzem vascularização anormal [9], [15]. Além da assimetria, a termografia também nos permite verificar se existem aumentos localizados de temperatura que causam “hot spots” [9]. Estes são também indicadores da existência de anomalias como fibroses, inflamações e infeções [5], [9], [12], [13], [15], [30], [73], [74].

Quando utilizamos a termografia em aplicações médicas é necessário formular um protocolo adequado ao estudo que se pretende fazer, tendo em conta todos os fatores que possam afetar os nossos resultados de modo a evitar ao máximo a sua influência, como discutido na secção 3.2. Além do uso deste protocolo é também necessário proceder à escolha correta da câmara termográfica, existindo requerimentos mínimos necessários quando se trata da escolha desta.

Assim, de acordo com [11], [65], [75]–[77], uma câmara termográfica de aplicação em áreas médicas necessita de:

- 1) Ter um intervalo mínimo de medição de temperaturas de aproximadamente 20 °C a 50 °C, de modo a incluir todas as temperaturas possíveis do corpo humano e assegurar leituras térmicas mais detalhadas;
- 2) Apresentar uma gama de deteção entre 7 e 14 μm ;
- 3) Ter resolução mínima de 320 × 240 pixéis, resultando numa imagem térmica com 76800 pixéis, sendo que cada um destes representa um valor de temperatura. Tal possibilita obter uma ROI com informação térmica detalhada e diferenciar pequenas variações de temperatura adjacentes;
- 4) Apresentar sensibilidade térmica inferior a 0.08 °C e precisão inferior a 1 °C ± 1%. Isto permite que seja possível diferenciar níveis de temperatura muito similares, especialmente ao avaliar mudanças, às vezes subtis, na superfície cutânea;
- 5) Sistema de focagem, manual ou semiautomático;
- 6) Possuir um software que permita exportar os termogramas, possibilitar a realização de um relatório e que possua ferramentas para análise de informação e fusão de imagens.
- 7) Possuir lentes adequadas ao que se pretende visualizar. Normalmente as lentes usadas nestes sistemas de imagem são lentes padrão (lentes de radiação infravermelha 24°) para visualizações parciais do corpo e lentes grande-ângulo (lentes de radiação infravermelha de 45°) para visualizações de corpo inteiro.

A termografia tem sido cada vez mais aplicada na área médica, abrangendo vários ramos como deteção de febre e consequentemente como meio de rastreio de pandemias e viroses [3], [10], [15] como o caso da Covid-19 [4], cancro [3]–[6], [11], [16]–[18], diabetes [4], [6], [11], doenças hepáticas [4], [6], doenças dermatológicas [5], [6], [18], doenças oculares [4], [6], doenças neurológicas [6], [18], [19], doenças reumáticas [3], [6], [10], doenças musculares [3], [18], doenças dentárias [6], [18] e doenças ginecológicas [6].

3.6.1. Aplicações ginecológicas e reprodutivas

A termografia tem sido cada vez mais aplicada a área da ginecologia, sendo este um dos ramos da medicina com elevado potencial para a aplicação desta técnica [6]. Alguns dos estudos referentes a esta área são resumidamente apresentados na Tabela 4, estando dispostos segundo o objeto de estudo, pela seguinte ordem: senhoras, homens, animais fêmea e animais macho.

Tabela 4 – Descrição resumida dos artigos científicos referentes a aplicações ginecológicas e reprodutivas.

Artigo	Objetivos	Conclusões
[4]	Aplicar um sistema autónomo de classificação de tumores mamários com metodologias de <i>deep learning</i> a termogramas da mama.	Sistema avaliado possui elevada capacidade de classificação entre casos benignos e malignos, tendo uma sensibilidade de 83% e precisão de 80%.
[78]	Estudo qualitativo dos padrões térmicos da mama de mulheres em período de amamentação e mulheres fora deste; e avaliação quantitativa das diferenças de temperatura mamárias entre os mesmos grupos.	No estudo qualitativo, foi encontrado um padrão térmico, da mama, característico de mulheres lactantes, e na análise quantitativa verificou-se que as mulheres lactantes apresentam um gradiente térmico mamário e amplitude superior
[47]	Determinar o potencial da termografia por infravermelhos digital como uma ferramenta auxiliar no diagnóstico de massas mamárias na população Turca.	Capacidade de diferenciar lesões benignas de malignas com uma sensibilidade de 95.24% e especificidade de 72,73%.
[42]	Avaliar as diferenças térmicas abdominais entre senhoras férteis e inférteis, com idade entre 30 a 39 anos.	Senhoras inférteis apresentam uma temperatura abdominal inferior à apresentada por senhoras férteis.
[79]	Avaliar os variados padrões termográficos de acontecimentos tanto fisiológicos como patológicos no colo do útero. Estabelecer padrões térmicos normalizados para auxiliarem no diagnóstico precoce de cancro do cérvix uterino.	Encontradas diferenças estatísticas significativas nos perfis termográficos entre zonas do colo do útero ditas normais e zonas com lesões cervicais como cervicite, carcinoma <i>in-situ</i> ou cancro invasivo.
[80]	Avaliar a eficácia da câmara termográfica em identificar as	A termografia demonstrou ser eficiente na identificação de estruturas anatómicas durante procedimentos abdominais,

	estruturas anatômicas durante cirurgias ginecológicas.	fornecendo informação importante para a sua aplicação em laparoscopias.
[81]	Avaliar se existem diferenças térmicas no pênis entre pacientes esclerodérmicos e pacientes saudáveis.	Pacientes com esclerose sistêmica apresentam temperaturas do pênis inferiores à de pacientes saudáveis e possuem maior tempo de recuperação aquando o arrefecimento do pênis.
[82]	Avaliar o uso da termografia digital por infravermelhos na determinação de diferenças do gradiente de temperatura superficial entre éguas prenhas e não prenhas.	Temperaturas do flanco mais elevadas em éguas prenhas, cerca de 1.8 °C, relativamente às não prenhas.
[83]	Determinar as inter-relações entre os indicadores de mastites e avaliar a capacidade da termografia em detetar mastites subclínicas em comparação a um teste à base da condutividade elétrica (CMT- <i>California Mastitis Test</i>). Estudo feito em vacas leiteiras.	A termografia pode ser utilizada para detetar mastite subclínica através da medição da temperatura da superfície das tetas das vacas. Os tecidos com mastites apresentam valores de temperatura superiores aos tecidos saudáveis de 2.35 °C. A termografia tem também uma capacidade de diagnóstico precoce de mastites similar ao teste CMT.
[84]	Uso da termografia para monitorizar a inflamação do escroto de gatos, causada pela injeção intra testicular para castração química, e para avaliar resultados.	A termografia diagnosticou e monitorizou de forma eficiente a inflamação do escroto.
[85]	Uso da termografia digital no escroto de búfalos <i>Murrah</i> para avaliar os efeitos do stress térmico na qualidade do sémen.	O uso da termografia é uma ferramenta eficiente para avaliar a influência do stress térmico e fatores ambientais nos atributos do sémen.
[86]	Avaliar os efeitos das mudanças ambientais na qualidade do sémen de touros <i>Brangus</i> .	A termografia pode ser usada como método indireto para avaliar as mudanças do gradiente da temperatura testicular e da

		temperatura ocular causadas pelas alterações ambientais.
[87]	Avaliar os efeitos das mudanças ambientais na qualidade do sêmen de touros <i>Braford</i> .	A termografia pode ser usada para avaliar o gradiente da temperatura dos testículos e as suas consequências nos aspetos físicos e quantitativos do sêmen.

3.6.2. Aplicações na vulva

Neste subcapítulo são apresentados na Tabela 5 os estudos referentes à vulva, começando com estudos em senhoras e passando para estudos em animais. Estes últimos foram incluídos para percebermos melhor o potencial da termografia da vulva e as suas especificidades, dado que o número de estudos em senhoras é baixo.

Tabela 5 - Descrição resumida dos artigos científicos referentes à vulva.

Artigo	Objetivos	Conclusões
[41]	Investigar a viabilidade do uso da termografia ativa e dinâmica e da imagem hiperespectral como dois métodos não invasivos para a avaliação quantitativa imediata da resposta terapêutica ao tratamento do Líquen escleroso da vulva por ultrassons de alta frequência.	A termografia ativa e dinâmica é capaz de diferenciar tratamentos ineficazes de eficazes com uma precisão e sensibilidade de 100%. Enquanto que a precisão e sensibilidade das imagens hiperespectrais é de 88% e 75%, respetivamente.
[43]	Examinar a relação entre respostas sexuais, e a sua duração, de senhoras e de homens usando a termografia, pletismografia e excitação sexual auto-reportada.	Alterações na temperatura da genitália estavam geralmente correlacionadas com alterações na circunferência peniana e amplitude do pulso vaginal, sugerindo a manifestação do processo de resposta sexual, que envolve um aumento da vasoconstrição genital.
[44]	Medição da resposta sexual a um estímulo visual em homens e senhoras com idade entre os 18 e 40 anos	Aumento de temperatura na zona genital feminina e masculina quando ocorreu a visualização do estímulo visual de intuito sexual.

[45]	Medição da resposta sexual a um estímulo visual em homens e senhoras com idade entre 30 a 45 anos de idade	Aumento de temperatura na zona genital durante a excitação sexual.
[46]	Comparação da eficácia do Alprostatil, gel de excitação, com outros lubrificantes do mercado, sem aplicação de estímulo sexual	Aumento de temperatura aquando da aplicação do Alprostatil: alteração térmica mais rápida (9 min) na vulva, seguida do clitóris e do vestíbulo (19 min).
[37]	Detetar a fase de estro em cabras Canindé.	Aumento de temperatura da vulva e da zona perivulvar durante a fase de estro.
[38]	Aplicação da termografia ao ânus, vulva, focinho, orelha e olho esquerdo de ovelhas Santa Ana para identificar padrões de temperatura característicos do ciclo éstrico.	As melhores regiões anatómicas para efetuar estas medições são o focinho e vulva. Na vulva observou-se um aumento de temperatura desde o período de estro até ao período pós-ovulação.
[88]	Avaliar a temperatura da vulva de porcas durante o período de proestro e estro, de modo a estabelecer uma relação térmica.	A temperatura da vulva-glúteo aumentou durante a fase do proestro e começou a diminuir até atingir o valor mais baixo após a fase de estro. Assim, a temperatura da vulva tem potencial para ser utilizada como um marcador preditivo da ovulação.
[31]	Determinar as alterações térmicas da pele da vulva durante a fase de estro em porcas que já procriaram e em leitoas que ainda não.	A temperatura vulvar e glútea é superior nas porcas em comparação à das leitoas. Foi também observado um aumento de temperatura vulvar em ambas aquando da fase de estro, e uma queda de temperatura significativa 12 a 36 horas após a ovulação.
[32]	Detetar o período de estro através da medição termográfica da temperatura da vulva e do corpo de porcas; e avaliação do tempo em que as porcas estão levantadas.	Porcas que estão na fase de estro apresentam temperatura vulvar e tempo em pé mais elevado.

[33]	Diferenciar os gradientes de temperatura da vulva na fase de estro e diestro por termografia da vulva de porcas cruzadas de <i>Yorkshire/Landrace</i> .	O valor máximo e a média da temperatura da vulva é maior na fase de estro do que na fase diestro, enquanto que a temperatura mínima e o desvio padrão não apresentam diferenças.
[34]	Avaliar as variações térmicas da superfície da zona orbital, vulva e focinho, e a concentração de progesterona durante a fase folicular e lútea em búfalos <i>Murrah</i> fêmea. Avaliar também se estas temperaturas são afetadas por variações ambientais.	Existe um aumento da temperatura da vulva, olhos e focinho em búfalos <i>Murrah</i> durante a fase de estro e uma diminuição na fase diestro. A temperatura da superfície da vulva é menos afetada por fatores ambientais durante a manhã. A concentração de progesterona é inversamente proporcional à temperatura superficial da vulva.
[35]	Avaliar a temperatura em várias regiões do corpo, incluindo a vulva, de vacas Holstein criadas em estábulos com ciclos éstricos sincronizados.	Aumento de temperatura irradiada 12h e 48 h antes da ovulação, isto é, no período da fase de estro, quando comparado ao dia da ovulação.
[36]	Detetar variações térmicas ao longo do ciclo estro por termografia dos olhos, vulva e focinho de novilhos <i>Gyr</i> , isto é, vacas jovens.	Diminuição da temperatura das regiões no período proestro e um aumento no período de estro, sendo que as regiões com mais potencial para serem indicadores da fase de estro são a vulva e o olho.
[40]	Comparar, através do uso da termografia, a presença de atividade ovárica e taxas de gravidez com a variação térmica da pele da vulva das vacas <i>Braford</i> .	Existem diferenças na temperatura média da vulva de vacas na fase de estro e não estro, sendo que a temperatura era menor nas que estavam na fase de estro. No entanto, não se observaram diferenças significativas na temperatura média da vulva de vacas prenhas e não prenhas.
[39]	Verificar se a especificidade da termografia em detetar a ovulação em	A termografia apresenta baixa performance de deteção da pré ovulação.

vacas <i>Holstein Friesian</i> pode melhorar se esta for aplicada a zonas com menor probabilidade de contaminação por fezes, sendo estas zonas os olhos, orelhas, focinho e vulva.	Sendo que a vulva, quando comparada a outras regiões, foi a que apresentou maior especificidade, no entanto a sensibilidade foi bastante baixa.
------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------

4. Materiais e métodos

O primeiro passo da parte prática deste trabalho consistiu na elaboração de um pedido de parecer (Anexo 1) à Comissão de Ética do Hospital da Cova da Beira, tendo sido este aceite. Após o parecer ter sido aceite, deu-se início às aquisições termográficas e definiu-se o seccionamento da vulva. Terminadas todas as aquisições termográficas, realizou-se a triagem, pré processamento e processamento das imagens e fez-se o tratamento de dados. Todas estas etapas serão descritas mais pormenorizadamente nas secções que se seguem.

4.1. Protocolo de aquisição de imagem

A aquisição termográfica foi realizada na consulta externa da ala de Obstetrícia e Ginecologia do Centro Hospitalar Cova da Beira. A seleção das participantes foi efetuada por um ginecologista especialista na vulva, e teve como critério garantir unicamente a participação de senhoras assintomáticas.

Para a obtenção dos termogramas foi utilizada uma câmara termográfica FLIR E50 com um intervalo térmico de $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$ a $650\text{ }^{\circ}\text{C}$, uma sensibilidade inferior a $0.05\text{ }^{\circ}\text{C}$ a $30\text{ }^{\circ}\text{C}$, uma precisão de $2\text{ }^{\circ}\text{C}$ e que possui uma faixa espectral de 7.5 a $13\text{ }\mu\text{m}$. Esta câmara termográfica possui também uma focagem manual, uma resolução espacial de 240×180 (43200 pixéis) e permite a obtenção simultânea de duas imagens: um termograma e uma fotografia ótica da região visualizada.

Antes da aquisição foi explicado às senhoras o procedimento de aquisição de forma breve e questionado se pretendiam participar no estudo. Seguidamente foi pedido que assinassem dois consentimentos de participação, sendo que um destes ficou na posse da participante e o outro na posse da investigadora.

Antes da aquisição, de modo a evitar influências térmicas externas, procedeu-se ao fecho dos estores do consultório e apagou-se a luz do candeeiro auxiliar presente na sala. Além disto, ligou-se a câmara termográfica cerca de 30 segundos antes das aquisições, de modo a permitir a sua adaptação ao meio. A aquisição foi obtida a uma distância de cerca de 63 cm da vulva à câmara, sendo que podem ter ocorrido pequenas variações desta devido à posição das senhoras na maca. A temperatura ambiente da sala foi também mantida relativamente constante, entre 22 e $25\text{ }^{\circ}\text{C}$. O controlo de temperatura foi realizado através do sistema central de climatização do hospital. Durante as aquisições estiveram presentes no consultório entre 3 a 5 pessoas, excluindo a paciente.

As imagens térmicas obtidas são estritamente relativas à zona da vulva. Para garantir tanto a qualidade das imagens e evitar perda de informação devido a erros humanos, foram realizadas mais que uma aquisição para cada senhora.

4.2. Seccionamento da vulva

Um dos primeiros, e mais importantes, passos deste trabalho de investigação foi o seccionamento da vulva em regiões, para definir não só as regiões de interesse a serem analisadas, mas também porque é essencial definir o campo de visão da câmara termografia pretendido, de modo a ser possível manter um alto nível de consistência ao longo de todas as aquisições termográficas. Deste modo a vulva foi seccionada em seis regiões de interesse (ROIs) principais: comissura anterior, clitóris, pequenos lábios, região periuretral, vestíbulo e comissura posterior. Além destas, foi definida uma sétima ROI composta pelos pequenos lábios e clitóris como um todo. Esta região foi definida devido ao facto do prepúcio do clitóris, também denominado capuz do clitóris, ser composto pelos pequenos lábios.

O seccionamento foi baseado na informação presente na literatura, sendo que estas regiões são as regiões constituintes da vulva. Por sua vez isto permitirá o estudo térmico da vulva por regiões, de modo a ser possível estudar se existe ou não um padrão térmico de normalidade da vulva. Sendo este padrão definido pelas relações térmicas entre as diferentes regiões. Um exemplo do seccionamento das regiões efetuado está apresentado na Figura 10.



Figura 10 - Fotografia ótica da vulva da senhora P25 (A) e seccionamento da vulva da senhora P25 em regiões (B) e (C).

Na figura 10A é possível visualizar o campo de visão pretendido na aquisição termográfica. Na 10B está visível o seccionamento da vulva nas respetivas ROIs, onde a comissura anterior, Ca, é apresentada a castanho, o clitóris, Cl, a verde, os pequenos lábios, Pl, a azul, a região periuretral, Rp, a amarelo, e o vestíbulo, Vt, a cor-de-rosa, e, por fim, a comissura posterior, Cp, a cor-de-laranja. Como mencionado anteriormente, além destas seis ROIs, foi definida uma sétima ROI que corresponde ao clitóris e pequenos lábios como um todo, PleCl. Esta está representada na Figura 10C, a vermelho, onde é possível observar que a sua constituição resulta do somatório das regiões que a compõem.

4.3. Triagem e pré-processamento de imagem

Terminadas às aquisições termográficas procedeu-se ao armazenamento das informações relativas à aquisição termográfica e participantes, e ao armazenamento dos termogramas obtidos.

Relativamente ao armazenamento das informações das senhoras e das suas aquisições, criou-se um documento, neste caso um ficheiro Excel, no qual se guardou a informação referente ao termogramas (data de aquisição, hora de aquisição, quantidade de termogramas adquiridos, códigos dos ficheiros termográficos e algumas notas necessárias) e informações pessoais das senhoras (nome das senhoras, respetiva codificação, idade, se têm filhos ou não e se tiverem que tipo de parto foi, historial de doenças e/ou cirurgias na vulva). No caso do armazenamento dos termogramas, este processo foi realizado no software associado à câmara termográfica, neste caso o *FLIR Tools*. Assim, todos os termogramas obtidos foram importados para este software, numa biblioteca privada, devido a este possibilitar a visualização e extração (como ficheiro JPG) dos termogramas e imagens óticas, tanto em separado como em simultâneo, e de permitir extrair o ficheiro CSV que contém toda a informação térmica, isto é, todos os valores de temperatura de cada ponto ou pixel, do respetivo termograma.

Finalizado o armazenamento de dados, iniciou-se a fase de pré-processamento de imagem.

A primeira parte do pré-processamento de imagem consistiu na visualização de todos os termogramas e fotografias óticas e na eliminação de todos os ficheiros que não possuísem mais de 2 regiões de interesse, que estivessem desfocados, que possuísem interferências térmicas, ou não tivessem captado os dedos do médico em ambos os lados. Este último fator eliminatório deve-se ao facto de serem necessários pontos de referência em ambos os lados do termograma para posteriormente ser possível a sua sobreposição com a fotografia ótica. Após este passo, realizou-se o pré processamento das imagens óticas e termogramas.

No pré-processamento das imagens óticas teve-se como objetivo a melhoria da qualidade das imagens, para ajudar e facilitar na futura definição das regiões de interesse, tendo sido alcançada esta melhoria através da adequação dos níveis de luminosidade, contraste e nitidez de cada imagem. O processo foi realizado num software de edição de imagem.

O pré-processamento dos termogramas consistiu na uniformização da escala térmica de todos os termogramas, de 25.1 °C a 38 °C, de modo a possibilitar uma futura comparação entre estes. Os valores da escala térmica escolhida correspondem aos valores mais extremos encontrados em todos os termogramas

4.4. Processamento de imagem

O processamento de imagem foi dividido em três fases principais. A primeira refere-se ao alinhamento da imagem ótica com o termograma, a segunda à definição das sete regiões de interesse em cada termograma, e a terceira, e final, à obtenção dos valores estatísticos térmicos referentes a cada região de interesse do termograma. O software utilizado foi o Matlab (versão 'R2018a') e o código completo encontra-se no Anexo 2.

Na primeira fase do processamento e análise de imagem, realizou-se o ajuste da imagem ótica com o termograma, devido a existir uma diferença espacial entre o sensor termográfico e o sensor ótico presentes no dispositivo termográfico, o que por sua vez, resulta na existência de diferenças do campo de visão obtido nas duas imagens. Foi necessário corrigir este erro para que fosse possível definir as ROIs na imagem ótica e aplicar as suas respetivas máscaras ao termograma, dado que as ROIs são regiões pequenas, de alta proximidade entre si, e de difícil distinção no termograma. O ajuste da imagem ótica ao termograma foi alcançado através da seleção manual de um conjunto de pontos comuns a ambas as imagens, normalmente definidos nos dedos do médico. Estes pontos foram utilizados para realizar uma transformação geométrica da imagem ótica, de modo a que esta passe a estar alinhada com o termograma. O alinhamento foi verificado visualmente através da sobreposição da imagem ótica com o termograma, sendo que nos casos em que este alinhamento não foi possível de alcançar procedeu-se à eliminação desse conjunto de imagens (termograma e imagem ótica).

Terminado o ajuste da imagem ótica com o termograma procedeu à definição das ROIs, onde se fez uso de uma função que permite a definição manual de cada máscara, sendo este um processo interativo no qual nos foi permitido adicionar e subtrair regiões conforme necessário, de modo a obter o melhor ajustamento possível. Esta função foi escolhida devido ao facto das ROIs não apresentarem nenhuma forma geométrica específica e diferenciarem-se muito na forma, entre si e entre senhoras. Assim, a função permitiu diminuir os erros associados às ROIs, pois evitou que informação desnecessária fosse incluída. Após o ajustamento desejado, esta função devolve uma matriz lógica e binária, correspondente à máscara definida, e que apresenta o mesmo tamanho que a imagem ótica. No entanto, após a obtenção desta matriz foi necessário fazer-se o seu redimensionamento de modo a ter as mesmas dimensões que o documento CSV, extraído do software associado à câmara termográfica, para ser possível a sua multiplicação. Além do redimensionamento da máscara, fez-se também o redimensionamento do termograma para ser possível a sua multiplicação com a matriz da máscara e permitir a visualização gráfica da ROI em questão. Realizou-se este processo para todas as ROIs.

Por fim, realizou-se a terceira, e última, fase do processamento, que consistiu na obtenção dos valores estatísticos de todas as ROIs de cada termograma. Para ser possível a realização desta fase foi necessário efetuar a conversão do ficheiro CSV, através do software Excel, em ficheiro Xlsx, onde cada célula corresponde a um pixel. Esta conversão de CSV para Xlsx foi feita de modo a permitir ao software de programação ler a informação e transformá-la numa matriz. Após a

existência da matriz do ficheiro CSV, foi possível a multiplicação desta com a matriz da máscara da ROI, de modo a obtermos uma matriz final que continha apenas os valores de temperatura da ROI. Estes valores de temperatura presentes na matriz da ROI foram passados para um vetor de modo a permitir o cálculo da estatística descritiva da temperatura referentes a cada região. Nomeadamente, mediana, média, máximo, mínimo, moda e desvio padrão. Estes valores foram armazenados num documento, neste caso Excel. O processo da obtenção dos valores estatísticos foi realizado para todas as ROIs de cada termograma.

4.5. Tratamento de dados

Terminado o processamento de todas as aquisições, e após o arquivo de todos os resultados estatísticos, obtiveram-se termogramas viáveis para um total de 59 senhoras diferentes, sendo que para certas senhoras se obteve mais do que um termograma.

Para cada termograma obtiveram-se diferentes estatísticas descritivas: máximo, média, mediana, mínimo, moda, desvio padrão e número de pontos de cada região, como mostra, a título de exemplo, a Tabela 6 e a Tabela 7, para uma das senhoras.

Tabela 6 - Estatísticas descritivas das temperaturas (em °C) do termograma 'FLIR 959' da senhora P25.

ROI	Temperatura (°C)					Desvio Padrão	N (pixels)
	Máximo	Média	Mediana	Mínimo	Moda		
Pl+Cl	36.3	34.3	34.2	31.7	33.8	0.9	3780
Cl	36.3	35.3	35.4	33.8	36.2	0.7	770
Pl	36.1	34.1	34.1	31.7	33.8	0.8	3104
Rp	35.9	34.4	34.7	32.3	34.9	1.0	534
Vt	36.7	36.2	36.2	34.9	36.4	0.4	116
Ca	35.8	35.5	35.6	35.0	35.4	0.2	53
Cp	34.9	34.2	34.3	33.7	34.0	0.4	60

Tabela 7 - Estatísticas descritivas das temperaturas (em °C) do termograma 'FLIR 960' da senhora P25.

ROI	Temperatura (°C)					Desvio Padrão	N (pixels)
	Máximo	Média	Mediana	Mínimo	Moda		
Pl+Cl	36.5	34.7	34.6	32.0	34.5	0.9	3600
Cl	36.5	35.7	35.9	34.3	36.2	0.6	948
Pl	36.2	34.4	34.4	32.0	34.5	0.7	2828
Rp	36.1	34.8	35.0	33.1	34.9	0.8	479
Vt	37.1	36.5	36.6	35.1	37.0	0.6	127
Ca	36.3	36.0	36.1	35.6	36.1	0.2	97
Cp	34.9	34.4	34.3	34.0	34.2	0.2	71

Posteriormente, para o caso das senhoras que tinham mais do que um termograma viável, combinaram-se os valores através do cálculo da média de todos os termogramas pertencentes à mesma senhora. Assim, obtivemos um conjunto de dados, relativos à temperatura média de todas as regiões, para cada senhora.

O resultado de tal procedimento pode ser observado na Tabela 8, que resultou da conjugação da informação térmica média presente em ambos os termogramas (FLIR 959 e FLIR 960), da senhora P25.

Tabela 8 - Temperatura média final e desvio médio de cada região da senhora P25. Dados obtidos após a conjugação da informação térmica de dois termogramas.

<i>ROI</i>	<i>Temperatura média e desvio médio das ROIs da senhora P25 (C°)</i>
<i>Pl+Cl</i>	34.5, 0.2
<i>Cl</i>	35.5, 0.2
<i>Pl</i>	34.3, 0.1
<i>Rp</i>	34.6, 0.2
<i>Vt</i>	36.3, 0.1
<i>Ca</i>	35.8, 0.3
<i>Cp</i>	34.3, 0.1

Finalizado este processo para todas as senhoras, realizou-se uma pré-análise dos resultados estatísticos das regiões Pl+Cl, Cl e Pl, com o objetivo de perceber como é que estas regiões se relacionam, dado que a região Pl+Cl resulta do somatório das outras duas, e também com o objetivo de decidir quais destas analisar juntamente com as outras regiões para obter o mapeamento térmico da vulva. Esta pré-análise constou de um teste da correlação dessas regiões e de um teste de comparação de médias, mais especificamente o teste t para amostras emparelhadas, tendo sido realizado com o software *SPSS (versão 27)*.

No teste da correlação de regiões, pela análise dos valores de significância (*p*) podemos observar que existe uma correlação entre todas as regiões (Anexo 3). Esta conclusão, apesar de esperada, indica que não faz sentido colocar as três regiões no mapeamento térmico da vulva, pois iria existir uma sobreposição de informação. Por seu lado, pela análise do teste t para amostras emparelhadas é possível concluir que as médias das três regiões são diferentes ($p < 0.05$) incluindo os valores médios das temperaturas das regiões Pl e Cl (Anexo 3). Assim, decidimos excluir a região Pl+Cl dos resultados, optando por incluir as regiões Cl e Pl em separado.

Além da análise aos valores médios absolutos de temperatura de cada região, realizou-se uma análise às posições relativas de cada região, ou seja, considerou-se um ranking das regiões de cada vulva de acordo com a sua temperatura média, desde a posição 1 até à posição 6, onde a posição 1 se refere à região com temperatura mais elevada de uma dada vulva. Esta conversão de dados, de valores absolutos para relativos, foi realizada com a intenção de observar o efeito nos resultados de situações em que as temperaturas de todas as regiões da vulva fossem muito diferentes da média (devido a uma temperatura corporal mais elevada ou mais baixa, por fatores intrínsecos ou extrínsecos).

Assim, obtivemos dois tipos de dados para cada senhora: as médias e as posições no ranking de cada região, sendo estes valores referentes a seis ROIs, ou seja, Ca, Cl, Pl, Rp, Vt e Cp. É necessário

realçar que estas seis ROIs possuem dimensões muito diferentes, como é possível ver na Tabela 9. Para facilitar esta análise, considerou-se a dimensão relativa de cada ROI, ou seja, a dimensão de cada ROI em relação à dimensão total do termograma.

Tabela 9 - Dimensão absoluta e relativa de cada ROI da vulva. Valores obtidos para a totalidade dos termogramas analisados.

<i>ROI</i>	<i>Dimensão absoluta Média (pixéis), Desvio Padrão (pixéis)</i>	<i>Dimensão relativa Média (%), Desvio Padrão (%)</i>
<i>Cl</i>	761, 378	1.8, 0.9
<i>Pl</i>	3144, 1220	7.3, 2.8
<i>Rp</i>	219, 133	0.5, 0.3
<i>Vt</i>	61, 45	0.1, 0.1
<i>Ca</i>	68, 31	0.2, 0.1
<i>Cp</i>	76, 35	0.2, 0.1

5. Resultados e discussão

Neste trabalho, durante a realização da triagem, pré processamento e processamento de imagem, ficou evidente a necessidade da aquisição de mais do que um termograma por senhora, devendo-se isto ao facto de existirem tantas fases eliminatórias como anteriormente descrito. Só assim se consegue obter um número considerável de termogramas para o desenvolvimento de uma base de dados e que possibilita inferir a partir dos resultados obtidos.

A arquitetura da base de dados projetada neste trabalho está exposta na Figura 11, onde da esquerda para a direita, temos o ficheiro com a codificação da senhora (Senhora X) e a sua informação. Para cada senhora temos um ficheiro para cada termograma, podendo ir de 1 termograma a n; cada ficheiro do termograma possui o termograma completo, a imagem ótica, as seis ROIs, o ficheiro CSV, todas as variáveis utilizadas e calculadas durante o processamento e os resultados da estatística descritiva. Esta base de dados contém 113 termogramas de 59 senhoras diferentes. As informações pessoais e médicas referentes às senhoras, como referido anteriormente, são (1) idade, (2) se têm ou não filhos, e se têm de que tipo de parto se tratou, (3) se têm algum historial de procedimentos cirúrgicos na vulva e (4) se têm algum historial de patologias da vulva diagnosticadas no passado.

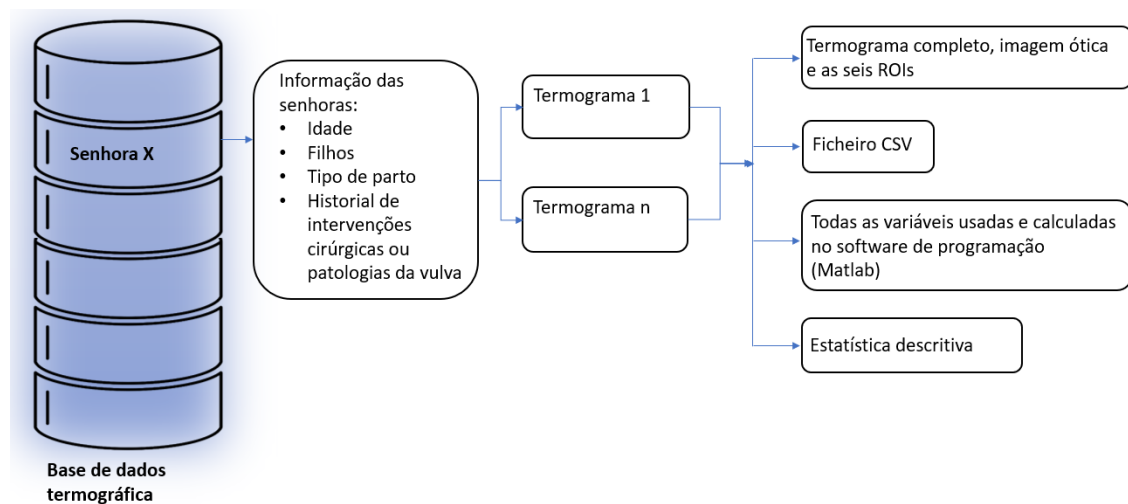


Figura 11 – Arquitetura da base de dados termográfica.

A informação sociodemográfica e médica, das senhoras, incluída na base de dados, foi escolhida tendo por base conhecimentos prévios sobre o tipo de parâmetros que afetam a anatomia e a fisiologia da vulva e de modo a ser possível ter uma base de dados mais completa. Além disto, é necessário realçar que esta base de dados contém todas as variáveis utilizadas e calculadas, o que permite aos investigadores escolher o tipo de informação (dados originais, variáveis calculadas ou estatísticas descritivas obtidas a partir delas) que mais se adequa ao seu estudo.

Relativamente à análise dos dados, neste trabalho foram obtidos dois tipos de dados, tal como explicado no capítulo anterior. Assim, iremos começar por apresentar os resultados referentes à

análise estatística dos dados absolutos de temperatura cada região e posteriormente os resultados relativos à análise do ranking.

Para o primeiro tipo de dados realizou-se uma avaliação descritiva das temperaturas de todas as senhoras. Nesta análise realizou-se a avaliação de vários parâmetros responsáveis pela descrição de cada região, tais como a média, desvio padrão e amplitude (Tabela 10), sendo estes os parâmetros que entendemos que melhor descrevem, neste caso, a tendência central de uma dada região e sua dispersão.

Tabela 10 - Temperaturas de cada região, considerando todas as senhoras com termogramas completos.

<i>ROI</i>	<i>Média (°C)</i>	<i>Desvio Padrão (°C)</i>	<i>Amplitude (°C)</i>
<i>Cl</i>	35.1	0.8	4.5
<i>Pl</i>	34.3	0.7	4.5
<i>Rp</i>	35.4	0.7	3.5
<i>Vt</i>	36.1	0.8	4.0
<i>Ca</i>	35.3	1.2	7.6
<i>Cp</i>	34.8	0.8	4.6

Através da análise da Tabela 11 conclui-se que todas as amplitudes são semelhantes em todas as regiões exceto na comissura anterior (Ca), que apresenta uma amplitude maior. É também possível visualizar que o vestíbulo (Vt) é a região com média de temperatura mais elevada, enquanto que os pequenos lábios (Pl) são a região com média de temperatura mais baixa. As distribuições dos valores de temperatura de todas as regiões e para todas as senhoras com termogramas completos podem ser observadas graficamente na Figura 12.

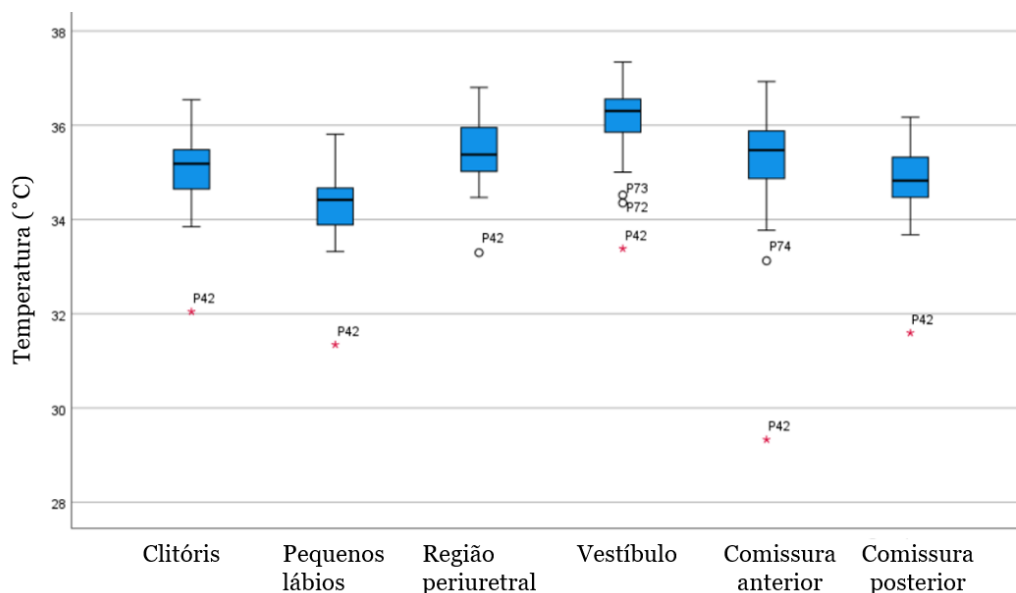


Figura 12 – Distribuição de temperatura por região da vulva para todas as senhoras com termogramas completos. A presença de um outlier (senhora P42) está assinalada por *. As regiões assinaladas a vermelho não apresentam diferenças estatisticamente significativas (considerando $p < 0.05$).

Na Figura 12 é possível observar uma maior amplitude nas temperaturas da comissura anterior em comparação com as outras regiões, tal como descrito anteriormente, na Tabela 10. É também visível que existe um outlier comum a todas as regiões, a senhora P42. No entanto, este outlier apresenta maior efeito na ROI relativa à comissura anterior. Para compreender melhor o efeito do outlier P42 na estatística descritiva realizada na Tabela 10, voltou-se a realizar a estatística descritiva para todas as senhoras, excluindo a P42. Os resultados obtidos são apresentados na Tabela 11.

Tabela 11 - Temperaturas de cada região, considerando todas as senhoras com termogramas completos à exceção do outlier, senhora P42.

<i>ROI</i>	<i>Média (°C)</i>	<i>Desvio Padrão (°C)</i>	<i>Amplitude (°C)</i>
<i>Cl</i>	35.2	0.7	2.7
<i>Pl</i>	34.4	0.6	2.5
<i>Rp</i>	35.5	0.6	2.3
<i>Vt</i>	36.2	0.6	3.0
<i>Ca</i>	35.4	0.7	3.8
<i>Cp</i>	34.9	0.6	2.5

Como é possível observar na Tabela 11, a senhora P42 tem um efeito elevado em todos os parâmetros (média, desvio padrão e amplitude). Na temperatura média de todas as ROIs causa uma diminuição de 0,1 °C, no desvio padrão causa um aumento de 0,1 °C a 0,2 °C em todas as ROIs, exceto na ROI da comissura anterior, onde causa um aumento de 0,5 °C, sendo este um

valor bastante considerável. Relativamente à amplitude, o outlier causou um aumento significativo (1 a 2,1 °C) em todas as ROIs, destacando-se mais uma vez, a comissura anterior que teve um aumento de 3,8 °C. Após a remoção do outlier, a comissura anterior continua a ser a ROI com maior amplitude. Contudo, a diferença de amplitude entre a comissura anterior e a segunda ROI com maior amplitude é muito superior na presença do outlier (3,0 °C) do que quando este se elimina este (0,8 °C) provando assim o elevado efeito que o outlier tem sobre a amplitude da comissura anterior. Além disto, a remoção da senhora P42 provoca também um aumento de amplitude na ROI do vestíbulo e uma diminuição de amplitude na ROI da comissura posterior. Assim, a restante análise de resultados será feita para todas as senhoras exceto a senhora P42, de modo a evitar a influencia deste outlier nos resultados.

As distribuições dos valores de temperatura de todas as regiões e para todas as senhoras com termogramas completos, exceto a senhora P42, podem ser observados graficamente na Figura 13.

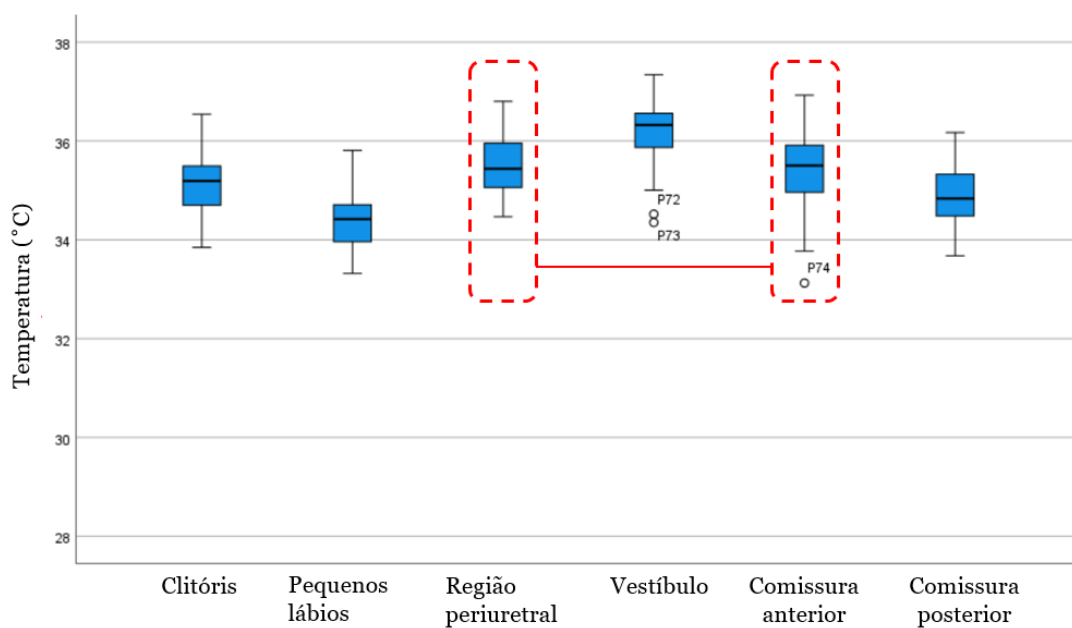


Figura 13 – Temperaturas por região da vulva para todas as senhoras, exceto a senhora P42, com termogramas completos. As regiões assinaladas a vermelho não apresentam diferenças estatisticamente significativas (considerando $p < 0.05$).

O teste t para amostras emparelhadas foi realizado para a comparação das médias de cada região. Uma vez que este teste se realiza através da criação de pares de variáveis, é necessário realçar que diferentes pares podem ter números de observações diferentes (Anexo 4).

A primeira parte deste teste consiste na realização do teste das correlações de Pearson para todas as regiões. Através dos resultados deste primeiro teste (Anexo 5) concluiu-se que todas as regiões estão correlacionadas, uma vez que o nível de significância é inferior a 0,05 ($p < 0.05$) e que os coeficientes de correlação entre regiões são todos positivos e superiores a 0,517, valor este que já é indicativo de uma correlação forte [89]. As correlações mais fortes, com valores de coeficientes de correlação de 0,902 e 0,885, verificam-se entre as regiões clítoris com pequenos lábios e entre

as regiões pequenos lábios e comissura posterior, respetivamente. Estas fortes correlações podem estar relacionadas em grande parte com o facto de as regiões destes pares estarem muito próximas anatomicamente, ou até adjacentes, como é o caso do par clitóris com pequenos lábios.

De seguida, os resultados do teste t para amostras emparelhadas (Anexo 6) são apresentados graficamente na Figura 14. As médias de todos os pares são estatisticamente diferentes, exceto o par formado por região periuretral - comissura anterior ($p > 0.05$ e $t(41) = 0,789$).

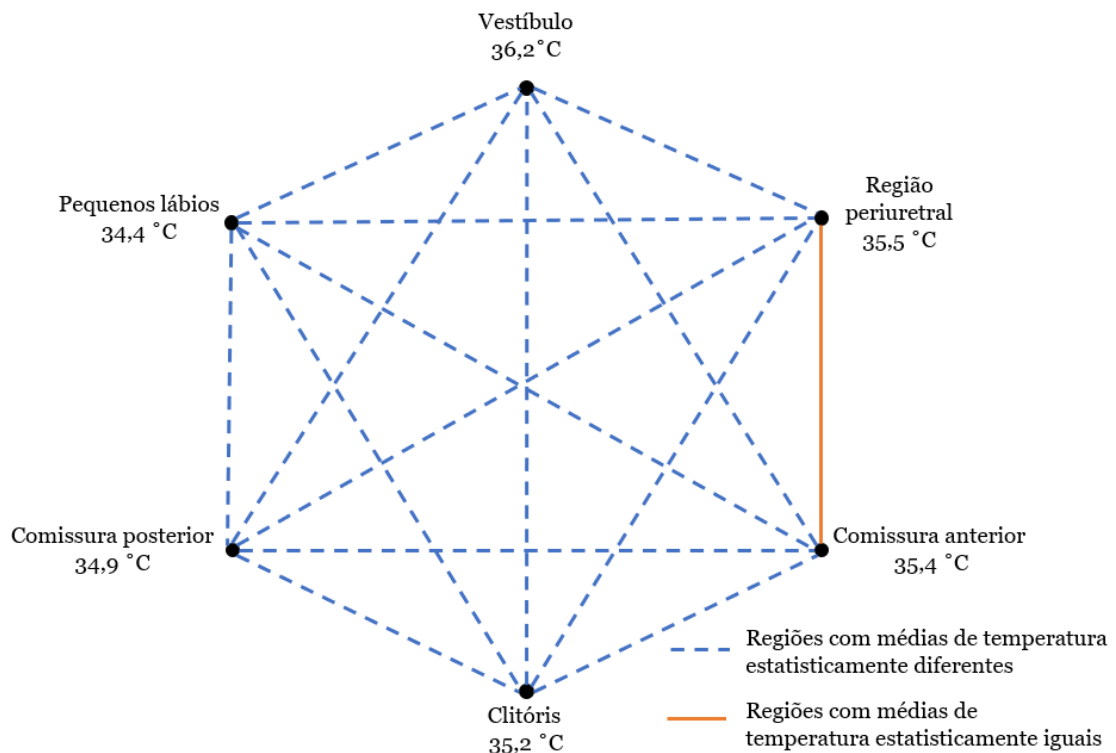


Figura 14 - Regiões com médias de temperatura estatisticamente diferentes e iguais a partir do teste t para amostras emparelhadas (para $p < 0.05$) e com a indicação dos valores das temperaturas médias para cada região.

Por fim, realizou-se a análise relativa aos dados do ranking. Optou-se pelo teste de inferência estatística de Friedman que analisa categorias ou rankings e que conclui se existe ou não diferença estatística entre as diferentes regiões da vulva, ROIs anteriormente definidas. Os resultados deste teste (Anexo 7) indicam que existe uma diferença estatisticamente significativa entre as médias do ranking de temperatura das regiões ($\chi^2(5) = 126,540$; $p = 0.000$). Além disto, este teste permitiu-nos também visualizar não só os valores médios da posição das regiões no ranking, como também a sua distribuição. Estes resultados podem ser observados graficamente na Figura 15.

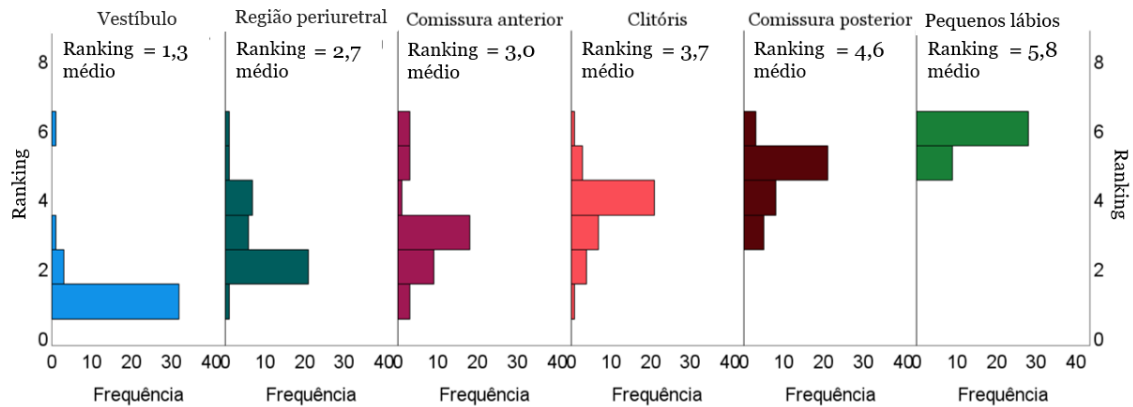


Figura 15 - Distribuição e valor médio dos rankings de cada região.

Na análise da distribuição dos rankings de cada região é possível observar que a região mais heterogênea é a comissura anterior, sendo que este resultado está em concordância com o observado na análise estatística dos dados absolutos, onde a comissura anterior é a região com maior valor de amplitude.

No entanto, este teste não nos indica especificamente quais as regiões estatisticamente diferentes. Logo, é necessário realizar o teste de Wilcoxon que permite fazer análises a pares deste tipo de dados e saber quais as regiões com posições de ranking estatisticamente diferentes.

Feita a análise dos resultados do teste de Wilcoxon (Anexo 8) concluiu-se que todas as comparações apresentam diferenças significativas na média do ranking, à exceção da comparação entre comissura posterior - clitóris ($Z=-2,831, p=0.005$), comissura anterior – região periuretral ($Z=-0,212, p=0,832$). Importa realçar que neste caso considera-se $p<0.0034$ (devido ao ajustamento de Bonferroni exigido), sendo que se o valor do nível de significância fosse de 0.05, como no caso da análise estatística dos dados absolutos, o par comissura posterior - clitóris seria considerado estatisticamente diferente. Estes resultados podem ser observados graficamente na seguinte Figura 16.

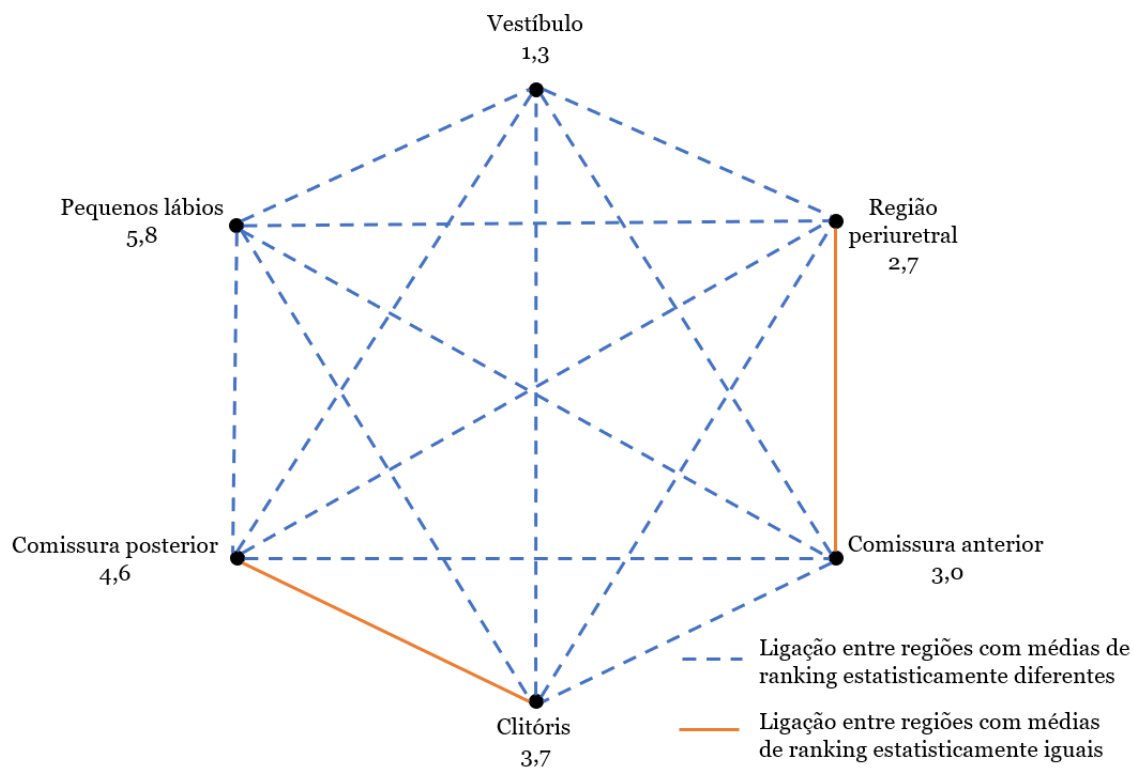


Figura 16 - Regiões com rankings de temperatura estatisticamente diferentes e iguais a partir dos resultados do teste de Wilcoxon (para $p < 0.0034$ e com a indicação das posições médias no ranking para cada região).

Após a análise dos resultados de ambos os dados é notório que existe um alto nível de concordância entre eles, sendo que estes apenas divergem na existência de um par de regiões que não apresentam diferenças estatisticamente significantes nos dados relativos, o par clitóris com comissura posterior, e esta divergência é justificada pelo ajustamento de Bonferroni, o qual é responsável pela alteração do valor do nível de significância no teste de Wilcoxon aplicado aos dados relativos.

6. Conclusão

Neste trabalho foi possível definir a arquitetura de uma base de dados termográfica da vulva constituída por 113 termogramas de 59 senhoras diferentes; inclui informação sociodemográfica e clínica (codificação, idade, se tem ou não filhos, se tem, de que tipo de parto se tratou, se apresenta algum historial de procedimentos cirúrgicos na vulva e algum historial de patologias da vulva diagnosticadas no passado) e um ficheiro para cada termograma que contém: o termograma completo, a imagem ótica, as seis ROIs, o ficheiro CSV, todas as variáveis utilizadas e calculadas durante o processamento e os resultados da estatística descritiva. É necessário realçar que esta base de dados, além de ser muito completa, contém todas as variáveis utilizadas e calculadas no software de programação, o que permite aos investigadores escolher o tipo de informação (variáveis calculadas e usadas ou estatística descritiva) que mais se adequa ao seu estudo.

Através da análise estatística dos dados absolutos, foi verificado a existência de um padrão térmico da vulva normal, sendo encontrados valores característicos de temperatura (valores médios e de dispersão) para cada região definida. Na análise estatística dos dados relativos observou-se que existe uma hierarquização térmica das regiões, igual ao padrão térmico encontrado na análise dos dados absolutos, e que é descrita pela seguinte ordem, da mais quente para a mais fria: vestíbulo, região periuretral, comissura anterior, clitóris, comissura posterior e pequenos lábios. Assim, podemos concluir que existe um padrão térmico das diferentes regiões da vulva, que é aqui apresentado.

Num trabalho futuro, seria interessante estudar os padrões térmicos da vulva em senhoras que apresentam uma dada patologia, como por exemplo, vulvodínia ou vestibulodínia, relacionar esses mesmos padrões com o padrão da vulva saudável aqui apresentado e posteriormente validar a termografia como ferramenta auxiliar de diagnóstico na área ginecológica.

Bibliografia

- [1] F. H. Netter, *Atlas of Human Anatomy*, 7th editio. Elsevier, 2018.
- [2] S. Standring, *Gray's Anatomy: The Anatomical Basis of Clinical Practice*, 41st ed. Elsevier, 2016.
- [3] E. F. J. Ring and K. Ammer, "Infrared thermal imaging in medicine," *Physiol. Meas.*, vol. 33, no. 3, pp. R33–R46, Mar. 2012, doi: 10.1088/0967-3334/33/3/R33.
- [4] M. A. Farooq and P. Corcoran, "Infrared Imaging for Human Thermography and Breast Tumor Classification using Thermal Images," in *2020 31st Irish Signals and Systems Conference (ISSC)*, 2020, pp. 1–6, doi: 10.1109/ISSC49989.2020.9180164.
- [5] M. Vollmer and K.-P. Mollmann, *Infrared Thermal Imaging: Fundamentals, Research and Applications*. Germany: WILEY-VCH, 2010.
- [6] B. B. Lahiri, S. Bagavathiappan, T. Jayakumar, and J. Philip, "Medical applications of infrared thermography: A review," *Infrared Phys. Technol.*, vol. 55, no. 4, pp. 221–235, Jul. 2012, doi: 10.1016/j.infrared.2012.03.007.
- [7] N. Dey, A. S. Ashour, and A. S. Althoupey, "Thermal Imaging in Medical Science," in *Computer Vision*, no. January, IGI Global, 2018, pp. 1109–1132.
- [8] C. Magalhaes, R. Vardasca, and J. Mendes, "Recent use of medical infrared thermography in skin neoplasms," *Ski. Res. Technol.*, vol. 24, no. 4, pp. 587–591, Nov. 2018, doi: 10.1111/srt.12469.
- [9] E. Sousa, R. Vardasca, S. Teixeira, A. Seixas, J. Mendes, and A. Costa-Ferreira, "A review on the application of medical infrared thermal imaging in hands," *Infrared Phys. Technol.*, vol. 85, pp. 315–323, Sep. 2017, doi: 10.1016/j.infrared.2017.07.020.
- [10] A. C. R. e Côrte and A. J. Hernandez, "Termografia Médica Infravermelha Aplicada à Medicina do Esporte," *Rev. Bras. Med. do Esporte*, vol. 22, no. 4, pp. 315–319, Aug. 2016, doi: 10.1590/1517-869220162204160783.
- [11] S. Shaikh, N. Akhter, and R. Manza, "Current Trends in the Application of Thermal Imaging in Medical Condition Analysis," *Int. J. Innov. Technol. Explor. Eng.*, vol. 8, no. 8, pp. 2708–2712, 2019.
- [12] S. Bardhan, M. K. Bhowmik, S. Nath, and D. Bhattacharjee, "A Review on Inflammatory Pain Detection in Human Body through Infrared Image Analysis," in *2015 International Symposium on Advanced Computing and Communication (ISACC)*, 2015, pp. 251–257, doi: 10.1109/ISACC.2015.7377350.
- [13] O. Benavent Casanova *et al.*, "Application of infrared thermography as a complementary technique to conventional imaging techniques in paediatrics: case studies," *Comput. Methods Biomech. Biomed. Eng. Imaging Vis.*, vol. 7, no. 5–6, pp. 643–650, Nov. 2019, doi: 10.1080/21681163.2018.1542347.
- [14] S. Chaudhry, R. Fernando, H. Screen, C. Waugh, A. Tucker, and D. Morrissey, "The use of medical infrared thermography in the detection of tendinopathy: a systematic review," *Phys. Ther. Rev.*, vol. 21, no. 2, pp. 75–82, Mar. 2016, doi: 10.1080/10833196.2016.1223575.
- [15] G. Polidori, M. Kinne, T. Mereu, F. Beaumont, and M. Kinne, "Medical Infrared Thermography in back pain osteopathic management," *Complement. Ther. Med.*, vol. 39, no. May, pp. 19–23, Aug. 2018, doi: 10.1016/j.ctim.2018.05.010.
- [16] I. A. Nola, K. Gotovac, and D. Kolanc, "Thermography in Biomedicine – Specific

- Requirements,” in *ELMAR-2012*, 2012, vol. 54, no. September, pp. 17–20.
- [17] L. Iznita Izhar and M. Petrou, “Thermal Imaging in Medicine,” in *Advances in Imaging and Electron Physics*, vol. 171, Elsevier Inc., 2012, pp. 41–114.
- [18] P. Rajmanova, P. Nudzikova, and D. Vala, “Application and Technology of Thermal Imagine Camera in Medicine,” *IFAC-PapersOnLine*, vol. 48, no. 4, pp. 492–497, 2015, doi: 10.1016/j.ifacol.2015.07.083.
- [19] E. B. Neves, J. Vilaça-Alves, C. Rosa, and V. M. Reis, “Thermography in Neurologic Practice,” *Open Neurol. J.*, vol. 9, no. 1, pp. 24–27, Jun. 2015, doi: 10.2174/1874205X01509010024.
- [20] R. R. SEELEY, T. D. STEPHENS, and P. TATE, *ANATOMY & PHYSIOLOGY*, 8th ed. McGraw-Hill, 2012.
- [21] S. M. Neill and F. M. Lewis, “Basics of Vulval Embryology, Anatomy and Physiology,” in *Ridley’s The Vulva*, Oxford, UK: Wiley-Blackwell, 2009, pp. 1–33.
- [22] L. Brown and W. G. McCluggage, *Pathology of the Vulva and Vagina*. London: Springer London, 2013.
- [23] F. L. Sand and S. F. Thomsen, “Skin diseases of the vulva: Infectious diseases,” *J. Obstet. Gynaecol. (Lahore)*, vol. 37, no. 7, pp. 840–848, Oct. 2017, doi: 10.1080/01443615.2017.1306696.
- [24] F. L. Sand and S. F. Thomsen, “Skin diseases of the vulva: eczematous diseases and contact urticaria,” *J. Obstet. Gynaecol. (Lahore)*, vol. 38, no. 3, pp. 295–300, Apr. 2018, doi: 10.1080/01443615.2017.1329283.
- [25] F. L. Sand and S. F. Thomsen, “Skin diseases of the vulva: inflammatory, erosive-ulcerating and apocrine gland diseases, zinc and vitamin deficiency, vulvodynia and vestibulodynia,” *J. Obstet. Gynaecol. (Lahore)*, vol. 38, no. 2, pp. 149–160, Feb. 2018, doi: 10.1080/01443615.2017.1328590.
- [26] J.-R. Chen, S.-S. Chen, and Y.-J. Chan, “Rapid recovery of vulvar pyoderma gangrenosum in response to aggressive surgery and steroid treatment,” *Taiwan. J. Obstet. Gynecol.*, vol. 53, no. 1, pp. 97–100, Mar. 2014, doi: 10.1016/j.tjog.2012.12.006.
- [27] P. Vieira-Baptista, J. Lima-Silva, J. Cavaco-Gomes, and J. Beires, “Prevalence of vulvodynia and risk factors for the condition in Portugal,” *Int. J. Gynecol. Obstet.*, vol. 127, no. 3, pp. 283–287, 2014, doi: 10.1016/j.ijgo.2014.05.020.
- [28] C. F. Pukall *et al.*, “Vulvodynia: Definition, Prevalence, Impact, and Pathophysiological Factors,” *J. Sex. Med.*, vol. 13, no. 3, pp. 291–304, Mar. 2016, doi: 10.1016/j.jsxm.2015.12.021.
- [29] V. Vassilenko *et al.*, “Automated features analysis of patients with spinal diseases using medical thermal images,” in *Optical Fibers and Their Applications 2020*, 2020, p. 20, doi: 10.1117/12.2569780.
- [30] S. Chaudhry, R. Fernando, H. Screen, C. Waugh, A. Tucker, and D. Morrissey, “The use of medical infrared thermography in the detection of tendinopathy: a systematic review,” *Phys. Ther. Rev.*, vol. 21, no. 2, pp. 75–82, Mar. 2016, doi: 10.1080/10833196.2016.1223575.
- [31] S. C. Scolari, S. G. Clark, R. V. Knox, and M. A. Tamassia, “Vulvar skin temperature changes significantly during estrus in swine as determined by digital infrared thermography,” *J. Swine Heal. Prod.*, vol. 19, no. 3, pp. 151–155, 2011.

- [32] J. H. Lee *et al.*, “Quantifiable and feasible estrus detection using the ultrasonic sensor array and digital infrared thermography,” *J. Anim. Sci. Technol.*, vol. 61, no. 3, pp. 163–169, May 2019, doi: 10.5187/jast.2019.61.3.163.
- [33] D. J. Sykes *et al.*, “The use of digital infrared thermal imaging to detect estrus in gilts,” *Theriogenology*, vol. 78, no. 1, pp. 147–152, Jul. 2012, doi: 10.1016/j.theriogenology.2012.01.030.
- [34] F. R. de Ruediger *et al.*, “Effect of estrous cycle phase on vulvar, orbital area and muzzle surface temperatures as determined using digital infrared thermography in buffalo,” *Anim. Reprod. Sci.*, vol. 197, no. August, pp. 154–161, Oct. 2018, doi: 10.1016/j.anireprosci.2018.08.023.
- [35] H. J. Perez Marquez, D. J. Ambrose, A. L. Schaefer, N. J. Cook, and C. J. Bench, “Infrared thermography and behavioral biometrics associated with estrus indicators and ovulation in estrus-synchronized dairy cows housed in tiestalls,” *J. Dairy Sci.*, vol. 102, no. 5, pp. 4427–4440, May 2019, doi: 10.3168/jds.2018-15221.
- [36] R. R. Vicentini *et al.*, “Infrared thermography reveals surface body temperature changes during proestrus and estrus reproductive phases in Gyr heifers (*Bos taurus indicus*).,” *J. Therm. Biol.*, vol. 92, no. July, pp. 1–8, Aug. 2020, doi: 10.1016/j.jtherbio.2020.102662.
- [37] D. A. E. Façanha, G. C. X. Peixoto, J. B. Ferreira, J. E. R. de Souza, R. D. M. Paiva, and A. R. F. Ricarte, “Detecting estrus in Canindé goats by two infrared thermography methods,” *Acta Vet. Bras.*, vol. 12, no. 2, pp. 49–54, Aug. 2018, doi: 10.21708/avb.2018.12.2.7243.
- [38] A. C. Barros de Freitas *et al.*, “Surface temperature of ewes during estrous cycle measured by infrared thermography,” *Theriogenology*, vol. 119, pp. 245–251, Oct. 2018, doi: 10.1016/j.theriogenology.2018.07.015.
- [39] S. Talukder, P. C. Thomson, K. L. Kerrisk, C. E. F. Clark, and P. Celi, “Evaluation of infrared thermography body temperature and collar-mounted accelerometer and acoustic technology for predicting time of ovulation of cows in a pasture-based system,” *Theriogenology*, vol. 83, no. 4, pp. 739–48, Mar. 2015, doi: 10.1016/j.theriogenology.2014.11.005.
- [40] V. L. Radigonda *et al.*, “Infrared thermography relationship between the temperature of the vulvar skin, ovarian activity, and pregnancy rates in Braford cows,” *Trop. Anim. Health Prod.*, vol. 49, no. 8, pp. 1787–1791, Dec. 2017, doi: 10.1007/s11250-017-1378-5.
- [41] Y. Qu *et al.*, “Therapeutic Assessment of High-Intensity Focused Ultrasound for Vulvar Lichen Sclerosus by Active Dynamic Thermal Imaging and Hyperspectral Imaging—A Preliminary Study,” *Front. Phys.*, vol. 8, no. April, pp. 1–17, Apr. 2020, doi: 10.3389/fphy.2020.00091.
- [42] J. Jo and H. Kim, “Comparison of abdominal skin temperature between fertile and infertile women by infrared thermography: A diagnostic approach,” *J. Therm. Biol.*, vol. 61, pp. 133–139, Oct. 2016, doi: 10.1016/j.jtherbio.2016.09.009.
- [43] J. S. Huberman, S. J. Dawson, and M. L. Chivers, “Examining the time course of genital and subjective sexual responses in women and men with concurrent plethysmography and thermography,” *Biol. Psychol.*, vol. 129, no. January, pp. 359–369, Oct. 2017, doi: 10.1016/j.biopsycho.2017.09.006.
- [44] T. M. Kukkonen, Y. M. Binik, R. Amsel, and S. Carrier, “Thermography as a Physiological Measure of Sexual Arousal in Both Men and Women,” *J. Sex. Med.*, vol. 4, no. 1, pp. 93–105, Jan. 2007, doi: 10.1111/j.1743-6109.2006.00399.x.
- [45] T. M. Kukkonen, Y. M. Binik, R. Amsel, and S. Carrier, “An Evaluation of the Validity of

Thermography as a Physiological Measure of Sexual Arousal in a Non-University Adult Sample,” *Arch. Sex. Behav.*, vol. 39, no. 4, pp. 861–73, Aug. 2010, doi: 10.1007/s10508-009-9496-4.

- [46] S. W. Goldstein, J. R. Gonzalez, C. Gagnon, and I. Goldstein, “Peripheral Female Genital Arousal as Assessed by Thermography Following Topical Genital Application of Alprostadil vs Placebo Arousal Gel: A Proof-of-Principle Study Without Visual Sexual Stimulation,” *Sex. Med.*, vol. 4, no. 3, pp. e166–e175, 2016, doi: 10.1016/j.esxm.2016.03.026.
- [47] T. Sarigoz, T. Ertan, O. Topuz, Y. Sevim, and Y. Cihan, “Role of digital infrared thermal imaging in the diagnosis of breast mass: A pilot study,” *Infrared Phys. Technol.*, vol. 91, no. May, pp. 214–219, Jun. 2018, doi: 10.1016/j.infrared.2018.04.019.
- [48] M. Faundez-Zanuy, J. Mekyska, and V. Espinosa-Duró, “On the focusing of thermal images,” *Pattern Recognit. Lett.*, vol. 32, no. 11, pp. 1548–1557, Aug. 2011, doi: 10.1016/j.patrec.2011.04.022.
- [49] M. Faundez-Zanuy, J. Mekyska, and X. Font-Aragonès, “A New Hand Image Database Simultaneously Acquired in Visible, Near-Infrared and Thermal Spectrums,” *Cognit. Comput.*, vol. 6, no. 2, pp. 230–240, Jun. 2014, doi: 10.1007/s12559-013-9230-3.
- [50] D. A. Hernandez-Contreras, H. Peregrina-Barreto, J. D. J. Rangel-Magdaleno, and F. J. Renero-Carrillo, “Plantar Thermogram Database for the Study of Diabetic Foot Complications,” *IEEE Access*, vol. 7, pp. 161296–161307, 2019, doi: 10.1109/ACCESS.2019.2951356.
- [51] J. Yeung and R. N. Pauls, “Anatomy of the Vulva and the Female Sexual Response,” *Obstet. Gynecol. Clin. North Am.*, vol. 43, no. 1, pp. 27–44, 2016, doi: 10.1016/j.ogc.2015.10.011.
- [52] C. Clerico, A. Lari, A. Mojallal, and F. Boucher, “Anatomy and Aesthetics of the Labia Minora: The Ideal Vulva?,” *Aesthetic Plast. Surg.*, vol. 41, no. 3, pp. 714–719, Jun. 2017, doi: 10.1007/s00266-017-0831-1.
- [53] B. COHEN SACHER, “The Normal Vulva, Vulvar Examination, and Evaluation Tools,” *Clin. Obstet. Gynecol.*, vol. 58, no. 3, pp. 442–452, Sep. 2015, doi: 10.1097/GRF.000000000000123.
- [54] R. L. Dickinson, *Human Sex Anatomy.*, vol. 7, no. 12. williams & wilkins, 1934.
- [55] E. N. Marieb, P. B. Wilhelm, and J. Mallatt, *Human anatomy*, 8th ed., vol. 745. Pearson, 2016.
- [56] B. COHEN SACHER, “The Normal Vulva, Vulvar Examination, and Evaluation Tools,” *Clin. Obstet. Gynecol.*, vol. 58, no. 3, pp. 442–452, Sep. 2015, doi: 10.1097/GRF.000000000000123.
- [57] A. B. MacLean and W. M. N. Reid, “Benign and premalignant disease of the vulva,” *BJOG An Int. J. Obstet. Gynaecol.*, vol. 102, no. 5, pp. 359–363, May 1995, doi: 10.1111/j.1471-0528.1995.tb11285.x.
- [58] J. M. Kirwan and J. J. O. Herod, “Premalignant vulval disorders,” *Curr. Obstet. Gynaecol.*, vol. 12, no. 2, pp. 90–96, Apr. 2002, doi: 10.1054/cuog.2001.0240.
- [59] M. Beurden *et al.*, “Normal findings in vulvar examination and vulvoscopy,” *BJOG An Int. J. Obstet. Gynaecol.*, vol. 104, no. 3, pp. 320–324, Mar. 1997, doi: 10.1111/j.1471-0528.1997.tb11461.x.
- [60] E. F. J. Ring, “The historical development of thermal imaging in medicine,”


- Rheumatology*, vol. 43, no. 6, pp. 800–802, Jun. 2004, doi: 10.1093/rheumatology/keg009.
- [61] H. Yang, S. Xie, Q. Lu, and Z. Lu, “Human infrared thermal imaging technology and its clinical applications,” *Chinese Opt. Lett.*, vol. 3, 2005.
- [62] M. Soroko and K. Howell, “Infrared Thermography: Current Applications in Equine Medicine,” *J. Equine Vet. Sci.*, vol. 60, pp. 90–96, Jan. 2018, doi: 10.1016/j.jevs.2016.11.002.
- [63] K. SKALA, T. LIPIC, I. SOVIC, L. GJENERO, and I. GRUBISIC, “4D thermal imaging system for medical applications KAROLJ,” *Period. Biol.*, vol. 113, no. 4, pp. 407–416, Jan. 2011.
- [64] A. Abdul Wahab, M. I. Mohamad Salim, J. Yunus, and M. H. Ramlee, “Comparative Evaluation of Medical Thermal Image Enhancement Techniques for Breast Cancer Detection,” *J. Eng. Technol. Sci.*, vol. 50, no. 1, pp. 40–52, Mar. 2018, doi: 10.5614/j.eng.technol.sci.2018.50.1.3.
- [65] R. Vardasca, L. Vaz, and J. Mendes, “Classification and Decision Making of Medical Infrared Thermal Images,” in *Lecture Notes in Computational Vision and Biomechanics*, vol. 26, Springer, 2018, pp. 79–104.
- [66] R. P. Clark and M. L. de Calcina-Goff, “International Standardisation in Medical Thermography - Draft Proposals,” in *Proceedings of 18th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 1996, vol. 5, pp. 2089–2090, doi: 10.1109/IEMBS.1996.646446.
- [67] E. F. J. Ring and K. Ammer, “The technique of infrared imaging in medicine,” in *Infrared Imaging*, no. 84, IOP Publishing, 2014.
- [68] N. A. Diakides and J. D. Bronzino, *Medical Infrared Imaging*. CRC Press, 2007.
- [69] C. Jin, Y. Yang, Z.-J. Xue, K.-M. Liu, and J. Liu, “Automated analysis method for screening knee osteoarthritis using medical infrared thermography,” *J. Med. Biol. Eng.*, vol. 33, no. 5, pp. 471–477, 2013, doi: 10.5405/jmbe.1054.
- [70] A. Duarte *et al.*, “Optimizing regions for characterization of thermal images in medical applications,” *Biodental Eng. III*, pp. 155–160, Jun. 2014, doi: 10.1201/b17071-30.
- [71] J. R. González, C. Damião, and A. Conci, “An Infrared Thermal Images Database and a New Technique for Thyroid Nodules Analysis,” in *Studies in health technology and informatics*, vol. 245, D. Z. Adi V. Gundlapalli, Marie-Christine Jaulent, Ed. 2017, pp. 384–387.
- [72] B. Jesensek Papez, M. Palfy, M. Mertik, and Z. Turk, “Infrared Thermography Based on Artificial Intelligence for Carpal Tunnel Syndrome Diagnosis,” *J. Int. Med. Res.*, vol. 36, no. 3, pp. 1363–1370, May 2008, doi: 10.1177/147323000903700321.
- [73] C. C. Zouboulis, A. Nogueira da Costa, G. B. E. Jemec, and D. Trebing, “Long-Wave Medical Infrared Thermography: A Clinical Biomarker of Inflammation in Hidradenitis Suppurativa/Acne Inversa,” *Dermatology*, vol. 235, no. 2, pp. 1–6, 2019, doi: 10.1159/000495982.
- [74] R. Owen and S. Ramlakhan, “Infrared thermography in paediatrics: a narrative review of clinical use,” *BMJ Paediatr. Open*, vol. 1, no. 1, p. e000080, Sep. 2017, doi: 10.1136/bmjpo-2017-000080.
- [75] C. Hildebrandt, C. Raschner, and K. Ammer, “An Overview of Recent Application of Medical Infrared Thermography in Sports Medicine in Austria,” *Sensors*, vol. 10, no. 5,

pp. 4700–4715, May 2010, doi: 10.3390/s100504700.

- [76] D. Marín-García, J. J. Moyano-Campos, D. Bienvenido-Huertas, and D. Antón, “Methodology to determine the adequacy of indoor enclosures to use infrared thermography cameras and their application to medical emergency services,” *Infrared Phys. Technol.*, vol. 106, no. December 2019, pp. 1–10, May 2020, doi: 10.1016/j.infrared.2020.103261.
- [77] M. Tkacova, P. Foffova, R. Hudak, J. Svehlik, and J. Zivcak, “Medical Thermography Application in Neuro- Vascular Diseases Diagnostics,” in *2010 IEEE 8th International Symposium on Applied Machine Intelligence and Informatics (SAMi)*, 2010, pp. 293–296, doi: 10.1109/SAMI.2010.5423715.
- [78] A. Gouveia *et al.*, “Breast Skin Temperature Evaluation in Lactating and Non-lactating Women by Thermography: An Exploratory Study,” in *Lecture Notes in Computational Vision and Biomechanics*, vol. 34, 2019, pp. 317–322.
- [79] C. S. Shrinuvasan, S. Dilip, Kanagathara, “Role of Thermography in Cervical Pathology,” *J. Innov. Res. Solut.*, vol. 2, no. 2, pp. 1–9, 2016.
- [80] R. Angioli *et al.*, “Real-time infrared thermography for ureter detection during hysterectomy,” *J. Surg. Res.*, vol. 178, no. 2, pp. 539–544, Dec. 2012, doi: 10.1016/j.jss.2012.07.006.
- [81] A. Merla *et al.*, “Penile Cutaneous Temperature in Systemic Sclerosis: a Thermal Imaging Study,” *Int. J. Immunopathol. Pharmacol.*, vol. 20, no. 1, pp. 139–144, Jan. 2007, doi: 10.1177/039463200702000116.
- [82] S. Bowers, S. Gandy, B. Anderson, P. Ryan, and S. Willard, “Assessment of pregnancy in the late-gestation mare using digital infrared thermography,” *Theriogenology*, vol. 72, no. 3, pp. 372–377, Aug. 2009, doi: 10.1016/j.theriogenology.2009.03.005.
- [83] B. Polat *et al.*, “Sensitivity and specificity of infrared thermography in detection of subclinical mastitis in dairy cows,” *J. Dairy Sci.*, vol. 93, no. 8, pp. 3525–3532, Aug. 2010, doi: 10.3168/jds.2009-2807.
- [84] C. S. Paranzini *et al.*, “Effects of chemical castration using 20% CaCl₂ with 0.5% DMSO in tomcats: Evaluation of inflammatory reaction by infrared thermography and effectiveness of treatment,” *Theriogenology*, vol. 106, pp. 253–258, Jan. 2018, doi: 10.1016/j.theriogenology.2017.10.013.
- [85] M. K. Ahirwar *et al.*, “Scrotal infrared digital thermography predicts effects of thermal stress on buffalo (*Bubalus bubalis*) semen,” *J. Therm. Biol.*, vol. 78, no. March, pp. 51–57, Dec. 2018, doi: 10.1016/j.jtherbio.2018.09.003.
- [86] S. R. O. Menegassi *et al.*, “The uses of infrared thermography to evaluate the effects of climatic variables in bull’s reproduction,” *Int. J. Biometeorol.*, vol. 60, no. 1, pp. 151–157, Jan. 2016, doi: 10.1007/s00484-015-1013-y.
- [87] S. R. O. Menegassi *et al.*, “Scrotal infrared digital thermography as a predictor of seasonal effects on sperm traits in Braford bulls,” *Int. J. Biometeorol.*, vol. 59, no. 3, pp. 357–364, Mar. 2015, doi: 10.1007/s00484-014-0847-z.
- [88] V. G. Simões, F. Lyazhi, N. Picard-Hagen, V. Gayrard, G.-P. Martineau, and A. Waret-Szkuta, “Variations in the vulvar temperature of sows during proestrus and estrus as determined by infrared thermography and its relation to ovulation,” *Theriogenology*, vol. 82, no. 8, pp. 1080–1085, Nov. 2014, doi: 10.1016/j.theriogenology.2014.07.017.
- [89] H. Kim, “Statistical notes for clinical researchers: effect size,” *Restor. Dent. Endod.*, vol. 40, no. 4, pp. 328–331, 2015, doi: 10.5395/rde.2015.40.4.328.

Anexos


Anexo 1

IMPRESSO	
	Centro Hospitalar Cova da Beira, EPE
Parecer da Comissão de Ética para a Saúde	
Código: CHCB.IMP.COMET.01	Edição: 5
Revisão: 0	

Parecer nº: 56/2020	Data: 2020.09.22
Assunto: Estudo nº 64/2019 – "Avaliação não invasiva do vestibulo da vulva através de análise termográfica"	

Membros da CES do CHCB:	Exma. Senhora Investigadora Aida Isabel Gil Raposo
Prof. Doutor Manuel Passos Morgado (Presidente, Farmacêutico)	A Comissão de Ética do Centro Hospitalar Universitário Cova da Beira, em reunião realizada em 2020.09.22 deliberou emitir parecer relativamente à realização do Estudo nº 64/2019 – "Avaliação não invasiva do vestibulo da vulva através de análise termográfica"
Dra. Ana Paula Torgal Carreira (Vice-Presidente, Assistente Social)	Membros da CES do CHUCB presentes: Prof. Doutor Manuel Passos Morgado Dra. Ana Paula Torgal Carreira Enfa. Maria Gabriela Ramalinho Dra. Maria Teresa Bordalo Santos Dr. Luis Manuel Ribeiro Dr. Luis Manuel Carreira Fiadeiro Dr. António Luciano Costa
Dr. Luis Manuel Ribeiro (Médico)	
Enf. Maria Gabriela Ramalinho (Enfermeira)	Parecer: Apreciado o projeto do estudo e os requisitos adicionais respondidos, foi decidido por unanimidade dos votantes emitir parecer favorável à sua realização.
Dra. Maria Teresa Bordalo Santos (Psicóloga)	Este parecer não dispensa eventuais requisitos ou procedimentos por parte do Responsável pelo Acesso à Informação (RAI) ou do Encarregado de Proteção de Dados (EPD) desta Instituição, no âmbito do previsto no Regulamento Geral sobre a Proteção de Dados (RGPD) ou noutra legislação aplicável quanto a acesso, tratamento e proteção de dados.
Dr. Luis Manuel Carreira Fiadeiro (Jurista)	A realização do estudo carece da necessária autorização por parte do Exmo. Conselho de Administração do CHUCB e no seu decurso pode ser sujeito a auditorias.
Dr. António Luciano Costa (Teólogo)	

O Presidente da CE do CHUCB


(Prof. Doutor Manuel Passos Morgado)

Página: 1 de 1



Figura 17 - Parecer da comissão de ética do Centro Hospitalar Cova da Beira.

Anexo 2

```

31 - A1 = imread('FLIR0960.jpg');
32 - B1 = imread('FLIR0960- fotografia_edited.jpg');
33 - cpselect (B1,A1);
34
35
36 - tform= fitgeotrans(movingPoints, fixedPoints, 'nonreflectivesimilarity');
37 - Bregistered1 = imwarp(B1,tform,'OutputView',imref2d(size(A1)));
38 - figure
39 - imshow(A1);
40 - hold on;
41 - pause(5);
42 - h1=imshow(Bregistered1);
43 - set(h1,'Alphadata',0.8);
44 - |
45
46 - %-----MÁSCARA PEQUENOS LÁBIOS e CLITÓRIS-----%
47
48 - imshow( Bregistered1, 'colormap', hot, 'initialMagnification', 100);
49 - bwMask = fhroi;
50 - D1=Bregistered1(bwMask);
51 - X=uint8(bwMask);
52 - D1masked = Bregistered1.*repmat(X,[1,1,3]);
53 - imtool(bwMask);
54 - imshow(bwMask)
55 - MascaraPLeCL=imresize(bwMask, [180,240]);
56
57 - A = imresize(A1, [180,240]);
58 - IMPLeCL = uint8(MascaraPLeCL).*A;
59 - imshow(IMPLeCL);
60
61
62 - Mat = xlsread('1095.xlsx');
63 - MatPLeCL = Mat .* MascaraPLeCL;
64
65 - VMatPLeCL = nonzeros(MatPLeCL);
66 - Vmat=(Mat)
67
68
69 - MedianPLeCL = median(VMatPLeCL);
70 - MeanPLeCL = mean(VMatPLeCL);
71 - MaxPLeCL = max(VMatPLeCL);
72 - MinPLeCL = min(VMatPLeCL);
73 - modePLeCL = mode(VMatPLeCL);
74 - standarvariationPLeCL = std(VMatPLeCL);
75

```

```

76
77
78 %-----MASCARA Clitóris-----%
79
80
81 - imshow( Bregistered1, 'colormap', hot, 'initialMagnification', 100);
82 - bwMask = fhroi;
83 - D1=Bregistered1(bwMask);
84 - X=uint8(bwMask);
85 - D1masked = Bregistered1.*repmat(X,[1,1,3]);
86 - imtool(bwMask);
87 - MascaraCL=imresize(bwMask, [180,240]);
88
89 - A = imresize(A1, [180,240]);
90 - IMCL = uint8(MascaraCL).*A;
91 - imshow(IMCL);
92
93
94 - Mat = xlsread('1095.xlsx');
95 - MatCL = Mat .* MascaraCL;
96
97 - VMatCL = nonzeros(MatCL);
98
99 - MedianCL = median(nonzeros(MatCL));
100 - MeanCL = mean(nonzeros(MatCL));
101 - MaxCL = max(nonzeros(MatCL));
102 - MinCL = min(nonzeros(MatCL));
103 - modeCL = mode(nonzeros(MatCL));
104 - standarvariationCL = std(nonzeros(MatCL));
105
106
107 %-----MASCARA PEQUENOS LÁBIOS-----%
108 - MascaraPL = MascaraPLeCL-MascaraCL;
109 - MascaraPL(MascaraPL== -1)=0;
110
111 - IMPL = uint8(MascaraPL).*A;
112 - imshow(IMPL);
113
114
115 - Mat = xlsread('1095.xlsx');
116 - MatPL = Mat .* MascaraPL;
117
118 - VMatPL = nonzeros(MatPL);
119
120 - MedianPL = median(VMatPL);
121 - MeanPL = mean(VMatPL);

```

```

122 - MaxPL = max(VMatPL);
123 - MinPL = min(VMatPL);
124 - modePL = mode(VMatPL);
125 - standarvariationPL = std(VMatPL);
126
127
128 - %-----MASCARA Vestibulo-----%
129
130 - imshow( Bregistered1, 'colormap', hot, 'initialMagnification', 100);
131 - bwMask = fhroi;
132 - D1=Bregistered1(bwMask);
133 - X=uint8(bwMask);
134 - Dlmasked = Bregistered1.*repmat(X,[1,1,3]);
135 - imtool(bwMask);
136 - MascaraRP=imresize(bwMask, [180,240]);
137
138 - A = imresize(A1, [180,240]);
139 - IMRP = uint8(MascaraRP).*A;
140 - imshow(IMRP);
141
142 - Mat = xlsread('1095.xlsx');
143 - MatRP = Mat .* MascaraRP;
144
145 - VMatRP = nonzeros(MatRP);
146
147
148 - MedianRP = median(nonzeros(MatRP));
149 - MeanRP = mean(nonzeros(MatRP));
150 - MaxRP = max(nonzeros(MatRP));
151 - MinRP = min(nonzeros(MatRP));
152 - modeRP = mode(nonzeros(MatRP));
153 - standarvariationRP = std(nonzeros(MatRP));
154
155
156 - %-----MASCARA Entrada Vaginal/ Himen-----%
157
158 - imshow( Bregistered1, 'colormap', hot, 'initialMagnification', 100);
159 - bwMask = fhroi;
160 - D1=Bregistered1(bwMask);
161 - X=uint8(bwMask);
162 - Dlmasked = Bregistered1.*repmat(X,[1,1,3]);
163 - imtool(bwMask);
164 - MascaraVT=imresize(bwMask, [180,240]);
165
166 - A = imresize(A1, [180,240]);
167 - IMVT = uint8(MascaraVT).*A;
168 - imshow(IMVT);
169
170
171 - Mat = xlsread('1095.xlsx');
172 - MatVT = Mat .* MascaraVT;
173
174 - VMatVT = nonzeros(MatVT);

```

```

175
176 - MedianVT = median(nonzeros(MatVT));
177 - MeanVT = mean(nonzeros(MatVT));
178 - MaxVT = max(nonzeros(MatVT));
179 - MinVT = min(nonzeros(MatVT));
180 - modeVT = mode(nonzeros(MatVT));
181 - standarvariationVT = std(nonzeros(MatVT));
182
183
184
185 %-----MASCARA Comissura anterior-----%
186
187 - imshow( Bregistered1, 'colormap', hot, 'initialMagnification', 100);
188 - bwMask = fhroi;
189 - D1=Bregistered1(bwMask);
190 - X=uint8(bwMask);
191 - D1masked = Bregistered1.*repmat(X,[1,1,3]);
192 - imtool(bwMask);
193 - MascaraCA=imresize(bwMask, [180,240]);
194
195 - A = imresize(A1, [180,240]);
196 - IMCA = uint8(MascaraCA).*A;
197 - imshow(IMCA);
198
199
200 - Mat = xlsread('1095.xlsx');
201 - MatCA = Mat .* MascaraCA;
202
203 - VMatCA = nonzeros(MatCA);
204
205 - MedianCA = median(nonzeros(MatCA));
206 - MeanCA = mean(nonzeros(MatCA));
207 - MaxCA = max(nonzeros(MatCA));
208 - MinCA = min(nonzeros(MatCA));
209 - modeCA = mode(nonzeros(MatCA));
210 - standarvariationCA = std(nonzeros(MatCA));
211
212 %-----MASCARA Comissura Posterior-----%
213
214 - imshow( Bregistered1, 'colormap', hot, 'initialMagnification', 100);
215 - bwMask = fhroi;
216 - D1=Bregistered1(bwMask);
217 - X=uint8(bwMask);
218 - D1masked = Bregistered1.*repmat(X,[1,1,3]);
219 - imtool(bwMask);
220 - MascaraCP=imresize(bwMask, [180,240]);
221
222 - A = imresize(A1, [180,240]);
223 - IMCP = uint8(MascaraCP).*A;
224 - imshow(IMCP);
225
226

```

```

227 - Mat = xlsread('1095.xlsx');
228 - MatCP = Mat .* MascaraCP;
229
230 - VMatCP = nonzeros(MatCP);
231
232 - MedianCP = median(nonzeros(MatCP));
233 - MeanCP = mean(nonzeros(MatCP));
234 - MaxCP = max(nonzeros(MatCP));
235 - MinCP = min(nonzeros(MatCP));
236 - modeCP = mode(nonzeros(MatCP));
237 - standarvariationCP = std(nonzeros(MatCP));
238
239
240
241 - save('tform')
242 - save('movingpoints')
243 - save('fixedpoints')
244 - save('MascaraPLeCL');
245 - save('MascaraCL');
246 - save('MascaraPL');
247 - save('MascaraRP');
248 - save('MascaraVT');
249 - save('MascaraCA');
250 - save('MascaraCP');

```

Figura 18 - Código de Matlab para realizar o alinhamento da fotografia ótica com o termograma, definição das regiões de interesse e obtenção dos valores estatísticos de cada região.

Anexo 3

T-Test

[DataSet1] C:\Users\aidar\OneDrive\Ambiente de Trabalho\TESE\análise estatística\spss\auxiliar\média das temperaturas.sav

Paired Samples Statistics

		Mean	N	Std. Deviation	Std. Error Mean
Pair 1	Pequenos Lábios e Clitório	34,257337	59	,9768991	,1271814
	Clitório	34,855859	59	1,1225099	,1461383
Pair 2	Pequenos Lábios e Clitório	34,257337	59	,9768991	,1271814
	Pequenos Lábios	34,132483	59	,9637435	,1254687
Pair 3	Clitório	34,855859	59	1,1225099	,1461383
	Pequenos Lábios	34,132483	59	,9637435	,1254687

Paired Samples Correlations

		N	Correlation	Sig.
Pair 1	Pequenos Lábios e Clitório & Clitório	59	,941	,000
Pair 2	Pequenos Lábios e Clitório & Pequenos Lábios	59	,995	,000
Pair 3	Clitório & Pequenos Lábios	59	,913	,000

Paired Samples Test

		Paired Differences							
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference		t	df	Sig. (2-tailed)
					Lower	Upper			
Pair 1	Pequenos Lábios e Clitório - Clitório	-,5985226	,3890732	,0506530	-,6999156	-,4971296	-11,816	58	,000
Pair 2	Pequenos Lábios e Clitório - Pequenos Lábios	,1248536	,0981005	,0127716	,0992885	,1504188	9,776	58	,000
Pair 3	Clitório - Pequenos Lábios	,7233762	,4627075	,0602394	,6027940	,8439585	12,008	58	,000

Figura 19 - Resultados do teste de correlações e teste t para amostras emparelhadas aplicado às regiões dos pequenos lábios + clitório, pequenos lábios e clitório.

Anexo 4

Paired Samples Statistics

		Mean	N	Std. Deviation	Std. Error Mean
Pair 1	Clitóris	34,904319	58	1,0682474	,1402677
	Pequenos lábios	34,180536	58	,8980373	,1179181
Pair 2	Clitóris	34,904319	58	1,0682474	,1402677
	Região periuretral	35,308769	58	,8528657	,1119867
Pair 3	Clitóris	34,923845	57	1,0672496	,1413607
	Vestíbulo	35,985459	57	,8161641	,1081036
Pair 4	Clitóris	35,048959	42	,9215264	,1421946
	Comissura anterior	35,313162	42	,9252656	,1427716
Pair 5	Clitóris	35,037968	50	,8749928	,1237427
	Comissura posterior	34,819147	50	,8294556	,1173027
Pair 6	Pequenos lábios	34,180536	58	,8980373	,1179181
	Região periuretral	35,308769	58	,8528657	,1119867
Pair 7	Pequenos lábios	34,209737	57	,8778002	,1162675
	Vestíbulo	35,985459	57	,8161641	,1081036
Pair 8	Pequenos lábios	34,247291	42	,8304415	,1281399
	Comissura anterior	35,313162	42	,9252656	,1427716
Pair 9	Pequenos lábios	34,309304	50	,7076969	,1000835
	Comissura posterior	34,819147	50	,8294556	,1173027
Pair 10	Região periuretral	35,337746	57	,8311431	,1100876
	Vestíbulo	35,985459	57	,8161641	,1081036
Pair 11	Região periuretral	35,399413	42	,7674981	,1184275
	Comissura anterior	35,313162	42	,9252656	,1427716
Pair 12	Região periuretral	35,402151	50	,6950062	,0982887
	Comissura posterior	34,819147	50	,8294556	,1173027
Pair 13	Vestíbulo	36,102111	41	,7469654	,1166564
	Comissura anterior	35,343932	41	,9147454	,1428592
Pair 14	Vestíbulo	36,116552	49	,6960786	,0994398
	Comissura posterior	34,873793	49	,7415558	,1059365
Pair 15	Comissura anterior	35,392445	37	,7656400	,1258704
	Comissura posterior	34,821348	37	,7513710	,1235246

Figura 20 - Dados estatísticos relativos a cada par do teste t de amostras emparelhadas das regiões da vulva. Valores referentes a todas as senhoras exceto a senhora P42.

Anexo 5

Paired Samples Correlations

		N	Correlation	Sig.
Pair 1	Clitóris & Pequenos lábios	58	,902	,000
Pair 2	Clitóris & Região periuretral	58	,750	,000
Pair 3	Clitóris & Vestíbulo	57	,763	,000
Pair 4	Clitóris & Comissura anterior	42	,879	,000
Pair 5	Clitóris & Comissura posterior	50	,723	,000
Pair 6	Pequenos lábios & Região periuretral	58	,835	,000
Pair 7	Pequenos lábios & Vestíbulo	57	,799	,000
Pair 8	Pequenos lábios & Comissura anterior	42	,778	,000
Pair 9	Pequenos lábios & Comissura posterior	50	,885	,000
Pair 10	Região periuretral & Vestíbulo	57	,731	,000
Pair 11	Região periuretral & Comissura anterior	42	,672	,000
Pair 12	Região periuretral & Comissura posterior	50	,751	,000
Pair 13	Vestíbulo & Comissura anterior	41	,640	,000
Pair 14	Vestíbulo & Comissura posterior	49	,655	,000
Pair 15	Comissura anterior & Comissura posterior	37	,517	,001

Figura 21 - Resultados do teste das correlações para as regiões da vulva. Valores referentes a todas as senhoras exceto a senhora P42.

Anexo 6

		Paired Samples Test								
		Paired Differences					t	df	Sig. (2-tailed)	
		Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean	95% Confidence Interval of the Difference					
					Lower	Upper				
Pair 1	Clitóris - Pequenos lábios	,7237829	,4667381	,0612857	,6010604	,8465054	11,810	57	,000	
Pair 2	Clitóris - Região periuretral	-,4044506	,7083434	,0930100	-,5907000	-,2182012	-4,348	57	,000	
Pair 3	Clitóris - Vestíbulo	-1,0616138	,6898810	,0913770	-1,2446638	-,8785637	-11,618	56	,000	
Pair 4	Clitóris - Comissura anterior	-,2642025	,4547513	,0701697	-,4059129	-,1224920	-3,765	41	,001	
Pair 5	Clitóris - Comissura posterior	,2188217	,6351842	,0898286	,0383044	,3993391	2,436	49	,019	
Pair 6	Pequenos lábios - Região periuretral	-1,1282335	,5053198	,0663517	-1,2611006	-,9953664	-17,004	57	,000	
Pair 7	Pequenos lábios - Vestíbulo	-1,7757219	,5402288	,0715551	-1,9190639	-1,6323799	-24,816	56	,000	
Pair 8	Pequenos lábios - Comissura anterior	-1,0658705	,5911987	,0912239	-1,2501010	-,8816400	-11,684	41	,000	
Pair 9	Pequenos lábios - Comissura posterior	-,5098427	,3867124	,0546894	-,6197451	-,3999403	-9,323	49	,000	
Pair 10	Região periuretral - Vestíbulo	-,6477123	,6042188	,0800307	-,8080332	-,4873915	-8,093	56	,000	
Pair 11	Região periuretral - Comissura anterior	,0862516	,7003241	,1080624	-,1319848	,3044879	,798	41	,429	
Pair 12	Região periuretral - Comissura posterior	,5830048	,5525937	,0781485	,4259594	,7400502	7,460	49	,000	
Pair 13	Vestíbulo - Comissura anterior	,7581795	,7214495	,1126715	,5304620	,9858971	6,729	40	,000	
Pair 14	Vestíbulo - Comissura posterior	1,2427590	,5982162	,0854595	1,0709313	1,4145868	14,542	48	,000	
Pair 15	Comissura anterior - Comissura posterior	,5710969	,7459313	,1226303	,3223911	,8198028	4,657	36	,000	

Figura 22 - Resultados do teste t para amostras emparelhadas das regiões da vulva. Valores referentes a todas as senhoras exceto a senhora P42.

Anexo 7

Descriptive Statistics

	N	Mean	Std. Deviation	Minimum	Maximum	Percentiles		
						25th	50th (Median)	75th
Clitóris	36	3,67	,986	1	6	3,00	4,00	4,00
Pequenos lábios	36	5,78	,422	5	6	6,00	6,00	6,00
Região periuretral	36	2,72	1,085	1	6	2,00	2,00	3,75
Vestíbulo	36	1,28	,914	1	6	1,00	1,00	1,00
Comissura anterior	36	2,94	1,218	1	6	2,00	3,00	3,00
Comissura posterior	36	4,61	,838	3	6	4,00	5,00	5,00

Friedman Test

Ranks

	Mean Rank
Clitóris	3,67
Pequenos lábios	5,78
Região periuretral	2,72
Vestíbulo	1,28
Comissura anterior	2,94
Comissura posterior	4,61

Test Statistics^a

N	36
Chi-Square	126,540
df	5
Asymp. Sig.	,000

a. Friedman Test

Figura 23 - Resultados do teste de Friedman para o ranking das regiões da vulva. Valores referentes a todas as senhoras exceto a senhora P42.

Anexo 8

Test Statistics ^a								
	Pequenos lábios - Clitóris	Região periuretral - Clitóris	Vestíbulo - Clitóris	Comissura anterior - Clitóris	Comissura posterior - Clitóris	Região periuretral - Pequenos lábios	Vestíbulo - Pequenos lábios	Comissura anterior - Pequenos lábios
Z	-6,135 ^b	-3,756 ^c	-6,099 ^c	-3,180 ^c	-2,831 ^b	-6,639 ^c	-6,662 ^c	-5,622 ^c
Asymp. Sig. (2-tailed)	,000	,000	,000	,001	,005	,000	,000	,000

a. Wilcoxon Signed Ranks Test

b. Based on negative ranks.

c. Based on positive ranks.

Comissura posterior - Pequenos lábios	Vestíbulo - Região periuretral	Comissura anterior - Região periuretral	Comissura posterior - Região periuretral	Comissura anterior - Vestíbulo	Comissura posterior - Vestíbulo	Comissura posterior - Comissura anterior
-5,325 ^c	-5,717 ^c	-,212 ^b	-5,380 ^b	-4,404 ^b	-6,064 ^b	-3,899 ^b
,000	,000	,832	,000	,000	,000	,000

B

Figura 24 - Resultados do teste de Wilcoxon para o ranking das regiões da vulva. Devido à tabela ser muito longa, fez-se a sua divisão (A e B), onde B é a continuação da A. Valores referentes a todas as senhoras exceto a senhora P42