



UNIVERSIDADE FEDERAL DO TRIÂNGULO MINEIRO
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO *STRICTO SENSU* EM ATENÇÃO À SAÚDE

KAROLINE FARIA DE OLIVEIRA

**SUPERFÍCIES DE SUPORTE PARA PREVENÇÃO DE LESÕES POR
POSICIONAMENTO CIRÚRGICO: UM ESTUDO EXPERIMENTAL**

UBERABA/MG

2017

Karoline Faria de Oliveira

**SUPERFÍCIES DE SUPORTE PARA PREVENÇÃO DE LESÕES POR
POSICIONAMENTO CIRÚRGICO: UM ESTUDO EXPERIMENTAL**

Tese apresentada ao Programa de Pós-
Graduação *Stricto Sensu* em Atenção à Saúde
da Universidade Federal do Triângulo Mineiro
para a obtenção do título de Doutor.

Linha de Pesquisa: O Trabalho na Saúde e na
Enfermagem

Eixo Temático: Organização e Avaliação dos
Serviços de Saúde

Orientadora: Profa. Dra. Maria Helena
Barbosa

Coorientador: Prof. Dr. Cleudmar Amaral de
Araújo

UBERABA/MG

2017

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

**Catálogo na Fonte: Biblioteca da Universidade Federal do
Triângulo Mineiro**

Oliveira, Karoline Faria de

O47s Superfícies de suporte para prevenção de lesões por posicionamento cirúrgico: um estudo experimental/Karoline Faria de Oliveira. -- 2017. 207 f.: il., fig., graf., tab.

Tese (Doutorado em Atenção à Saúde) – Universidade Federal do Triângulo Mineiro, Uberaba, 2017.

Orientadora: Profa. Dra. Maria Helena Barbosa
Coorientador: Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo.

1. Úlcera por Pressão. 2. Enfermagem Perioperatória. I. Barbosa, Maria Helena. II. Universidade Federal do Triângulo Mineiro. III. Título.

CDU 616-002.44

Nome: Oliveira, Karoline Faria

Título: Superfícies de suporte para prevenção de lesões por posicionamento cirúrgico: um estudo experimental

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação *Stricto Sensu* em Atenção à Saúde da Universidade Federal do Triângulo Mineiro para obtenção do título de Doutor em Atenção à Saúde.

Aprovado em:

Banca Examinadora:

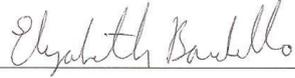
Profa. Dra. Maria Helena Barbosa - Orientadora

Instituição: Universidade Federal do Triângulo Mineiro

Julgamento: APROVADA Assinatura: 

Profa. Dra. Elizabeth Barichello

Instituição: Universidade Federal do Triângulo Mineiro

Julgamento: Aprovada Assinatura: 

Prof. Dr. Marcos Massao Shimano

Instituição: Universidade Federal do Triângulo Mineiro

Julgamento: Aprovada Assinatura: 

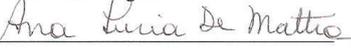
Profa. Dra. Cristina Maria Galvão

Instituição: Universidade de São Paulo - Escola de Enfermagem de Ribeirão Preto

Julgamento: Aprovada Assinatura: 

Profa. Dra. Ana Lúcia De Mattia

Instituição: Universidade Federal de Minas Gerais – Escola de Enfermagem

Julgamento: Aprovada Assinatura: 

Dedico esta tese a Deus e a meus pais.

A Deus, por me dar forças para superar os obstáculos e cumprir meus compromissos.

Aos meus pais, Edvaldo e Maria Angela, pelo amor, carinho, apoio e compreensão nos momentos de ausência. Obrigada por estarem sempre ao meu lado.

Amo vocês incondicionalmente.

AGRADECIMENTOS

A Deus, por guiar minha vida e me permitir mais uma oportunidade de crescimento pessoal e profissional!

À minha orientadora, Profa. Dra. Maria Helena Barbosa, pelos ensinamentos, paciência, contribuições e amizade. Que sempre esteve disponível no auxílio desta caminhada! Muito obrigada por ter acreditado em mim e ter assumido comigo esta tarefa desafiadora!

Ao meu coorientador, Prof. Dr. Cleudmar Amaral de Araújo, que com muito entusiasmo e amor pela profissão, se prontificou a me auxiliar e enfrentar este desafio de trabalhar com uma área nova, acreditando sempre que os conhecimentos se complementam! Obrigada pela confiança, disponibilidade, atenção, ensinamentos e amizade!

Ao colega e mecânico de montagem e manutenção do laboratório, Diego Augusto Costa Alves, que teve participação importante nos ensaios e sempre se prontificou a ajudar no que fosse necessário. Muito obrigada pelo apoio e atenção de sempre!

Aos colegas do Laboratório de Projetos Mecânicos Prof. Henner A. Gomide, por ter compartilhado experiências e contribuído de alguma forma para que o trabalho fosse possível, em especial Karina, Denise, Thiago e Caroline.

À técnica de laboratório Guênia Ladeira, pelos auxílios na fase inicial da pesquisa.

À professora Dra. Rosenda Valdes Arencibia, por aceitar minha participação como ouvinte das aulas de Incerteza de Medições e pelas contribuições sugeridas.

Ao professor Dr. Vanderlei José Haas, pelas orientações e contribuições no processo de análise.

Aos colegas do Grupo de Estudos e Pesquisa em Prática Baseada em Evidências e a Segurança do Paciente, aos alunos de Iniciação Científica e do Curso de Graduação em Enfermagem, que me auxiliaram no planejamento e logística da realização desta pesquisa. Obrigada também àqueles que me apoiaram com palavras e carinho.

Aos professores Dra. Cristina Maria Galvão, Dra. Ana Lúcia De Mattia, Dra. Elizabeth Barichello, e Dr. Marcos Massao Shimano, pela disponibilidade, sugestões e recomendações pertinentes à pesquisa. Agradeço também pela tranquilidade e pelo carinho com que me receberam.

Aos colegas de trabalho, pela paciência e apoio de sempre. À compreensão dos superiores durante a realização de algumas etapas do meu processo de formação! Aos amigos da pós-graduação, pela convivência, troca de experiências e convívio!

À minha família e namorado, que me auxiliaram em cada etapa, em cada dificuldade! Grande parte da minha força e ânimo foi proveniente da energia de vocês!!! Faço um agradecimento especial à minha mãe, que sempre foi minha companheira de estrada e esteve sempre junto até o fim das reuniões e coleta de dados!

À Universidade Federal do Triângulo Mineiro, à Universidade Federal de Uberlândia, ao Curso de Pós-Graduação *Stricto Sensu* em Atenção à Saúde, ao Curso de Pós-Graduação em Engenharia Mecânica, ao Curso de Pós-Graduação em Educação Física (representada pelo prof. Dr. Jair S. Virtuoso Júnior) e à Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior - Projeto CAPES PGPTA 59/2014 - pelo apoio e oportunidade.

Aos funcionários do Programa de Pós-Graduação em Atenção à Saúde, em especial ao funcionário Fábio, pela organização, carinho e apoio.

Àqueles que me acompanharam nesta jornada dando apoio, carinho, otimismo e que de alguma forma contribuíram para a realização deste trabalho.

Muito obrigada!

“Leve na sua memória para o resto de sua vida as coisas boas que surgiram no meio das dificuldades. Elas serão uma prova de sua capacidade em vencer as provas e lhe darão confiança na presença divina, que nos auxilia em qualquer situação, em qualquer tempo, diante de qualquer obstáculo.”

CHICO XAVIER

Oliveira, K.F. Superfícies de suporte para prevenção de lesões por posicionamento cirúrgico. [tese] Uberaba (MG): Universidade Federal do Triângulo Mineiro; 2017.

RESUMO

A necessidade do desenvolvimento de tecnologias voltadas à segurança do paciente tem sido amplamente discutida. As superfícies de suporte (SSs) são dispositivos especializados que possuem como finalidade a redistribuição de pressão em proeminências ósseas para evitar complicações, tais como a lesão por pressão e a síndrome compartimental. Este estudo teve como objetivo avaliar as SSs polímero viscoelástico, espuma vinílica acetinada, espuma selada D28, espuma selada D33, espuma selada D45, espuma soft D18 e espuma soft D28, utilizadas em mesa operatória quanto às suas principais propriedades mecânicas e pressão de interface em proeminências ósseas. Para tal, a investigação foi desenvolvida em duas etapas, denominada de Ensaio Mecânico (Etapa I) e Avaliação de Pressão de Interface sobre Superfícies de Suporte (Etapa II). A Etapa I caracterizou-se como pesquisa experimental de laboratório, e a Etapa II, como estudo quase experimental, sem randomização. Na Etapa I, as SSs foram caracterizadas quanto à densidade e dureza. Os testes biomecânicos realizados foram deformação permanente à compressão, força de indentação e fadiga dinâmica. Na Etapa II, participaram 20 voluntários saudáveis com classificação nutricional de magreza, eutrófico, sobrepeso e obesidade, segundo a classificação da Organização Mundial da Saúde (2006). Os participantes foram avaliados em posição cirúrgica supina. A pressão de interface foi mensurada com auxílio de malha de sensores nas regiões occipital, subescapular, sacral e calcânea. Para verificar se existia diferença significativa entre as SSs avaliadas em relação à pressão exercida nas proeminências ósseas, foi realizado teste Anova para medidas repetidas a um fator. A existência de diferença estatística, segundo a classificação nutricional (magreza, eutrófico, sobrepeso e obesidade), em relação às variáveis numéricas, foi verificada por meio do teste Anova para medidas repetidas para mais de um fator. As SSs avaliadas apresentaram diferentes características biomecânicas, das quais o polímero viscoelástico foi considerado mais denso e duro em relação a outras espumas. O polímero viscoelástico e a espuma selada D45 apresentaram menor deformação, maior resistência à aplicação de força e menor perda de força de indentação na realização do ensaio de fadiga, o que indica que essas SSs foram mais resistentes ao uso. As SSs que apresentaram maior durabilidade foram polímero viscoelástico e a espuma selada. O uso do polímero viscoelástico não significou redução da pressão de interface, quando comparado à mesa de operação padrão. As espumas apresentaram menores

valores de pressão de interface. A região sacral apresentou maiores valores de pressão, seguida da região calcânea na mesa de operação padrão e no polímero viscoelástico. Em relação às espumas, a região calcânea apresentou maiores valores de pressão de interface. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos de voluntários, ao se considerar a classificação nutricional. Concluiu-se que o polímero viscoelástico apresentou melhor comportamento biomecânico, entretanto não reduziu e não uniformizou os níveis de pressão de interface, quando comparado às outras SSS, conforme a hipótese desta investigação. A espuma selada D45 e D33 apresentaram as melhores propriedades de redução de pressão sobre proeminências ósseas. Esses achados apontam para a possibilidade de realização de futuras pesquisas interdisciplinares com foco na manufatura de novos produtos nessa área.

Palavras-chave: enfermagem perioperatória; estresse mecânico; período perioperatório; posicionamento do paciente, úlcera por pressão.

ABSTRACT

The need for development of technologies related to patient safety has been widely discussed. Supporting surfaces (SSs) are specialized mechanisms whose purpose is to redistribute the pressure on bony prominences to prevent complications, such as pressure ulcers and compartment syndrome. This study aims to evaluate the SS viscoelastic polymer, satin vinyl foam, sealed foam D28, sealed foam D33, sealed foam D45, soft foam D18 and soft foam D28, used in operating tables due to their main mechanical properties and interface pressure on bony prominences. To this end, the research was divided into two stages called Mechanical Tests (Phase I) and Evaluation of Interface Pressure of Supporting Surfaces (Phase II). Phase I was characterized as a laboratory experimental research and Phase II as an almost experimental study, without randomization. In Phase I the SS were characterized with respect to density and hardness. The biomechanical tests carried out were permanent deformation compression, indentation force and dynamic fatigue. In Stage II, 20 healthy volunteers participated with different nutritional classifications: thin, eutrophic, overweight and obese, according to the World Health Organization classification (2006). Participants were evaluated on surgical supine position. Interface pressure was measured with the aid of sensor mesh on occipital, subscapularis, sacral and calcaneous regions. To check if there was a significant difference between the SS evaluated in relation to the pressure exerted on bony prominences, test Anova was carried out for repeated measurements to a factor. The existence of statistical difference according to nutritional rating (leanness, eutrophic, overweight and obesity) in relation to numeric variables was verified through Anova for repeated measurements to more than one factor. The SS evaluated presented different biomechanical features, out of which the viscoelastic polymer was considered denser and harder compared to other foams. The viscoelastic polymer and sealed foam D45 showed lower deformation, greater resistance to the application of force and smaller loss of indentation force in the fatigue test, which indicates that these SS were more resistant to the use. The SS which showed greater durability were viscoelastic polymer and sealed foam. The use of viscoelastic polymer meant no reduction of interface pressure when compared to standard operating table. The foams presented lower interface pressure. The sacral region presented greater pressure, followed by the calcaneal region on the standard operating table and on viscoelastic polymer. In relation to foams, the calcaneal region presented greater interface pressure. There was no statistically significant difference between the groups of volunteers when considering the nutritional classification. It was concluded that the viscoelastic polymer presented better biomechanical

behavior, however it did not reduce nor equalize the interface pressure levels when compared to other SS, the primary hypothesis of this research. Sealed foams D45 and D33 presented the best properties for reducing pressure on bony prominences. These findings point to the possibility of future interdisciplinary research focusing on the manufacture of new products for this area.

Key-words: intraoperative period; patient positioning; perioperative nursing; pressure ulcer; stress, mechanical

RESUMEN

La necesidad del desarrollo de tecnologías direccionadas a la seguridad del paciente ha sido ampliamente discutida. Las superficies de soporte (SSs) son dispositivos especializados que tienen como finalidad la redistribución de la presión en las prominencias óseas para evitar complicaciones, tal como las lesiones por presión y el síndrome compartimental. Este estudio tuvo como objetivo el de evaluar las SS polímero visco elástico, espuma vinílica satinada, espuma sellada D28, espuma sellada D33, espuma sellada D45, espuma soft D28, utilizadas en la mesa quirúrgica relacionado a sus principales propiedades mecánicas y presión de las superficies de las prominencias óseas. Para eso, la investigación fue desarrollada en dos etapas, denominada de Ensayos Mecánicos (Etapa I) y Evaluación de la Presión de las Interfaces sobre las Superficies de Soporte (Etapa II). La Etapa I fue caracterizada como una investigación experimental de laboratorio y la Etapa II como un estudio casi-experimental, sin aleatorización. En la Etapa I las SS fueron caracterizadas en relación a la densidad y la dureza, las pruebas biomecánicas realizadas fueron de deformación permanente a la compresión, fuerza en la marca en la superficie y fatiga dinámica. En la Etapa II, participaron veinte voluntarios saludables con clasificación nutricional de delgado, eutrófico, sobrepeso y obesidad, según la clasificación de la Organización Mundial de la Salud (2006). Los participantes fueron evaluados en posición quirúrgica supina. La presión de interfaz fue medida con ayuda de una malla con sensores en la región occipital, subescapular, sacro y calcáneo. Para verificar si existía diferencia significativa entre las SS evaluadas en relación a la presión ejercida en las prominencias óseas, fue realizada la prueba ANOVA para medidas repetidas a un factor. La existencia de diferencia estadística según la clasificación nutricional (delgado, eutrófico, sobrepeso y obesidad) en relación a las variables numéricas fue verificada por medio de la prueba ANOVA para medidas repetidas para más de un factor. Las SS evaluadas presentaron diferentes características biomecánicas, de las cuales el polímero visco elástico fue considerado más denso y duro en relación a las otras espumas. El polímero visco elástico y la espuma sellada D45 presentaron menor deformación, mayor resistencia a la aplicación de la fuerza y menor pérdida de la fuerza de la marca en la realización del ensayo de fatiga, lo que indica que esas SS fueron más resistentes al uso. Las SS que presentaron mayor durabilidad fueron el polímero visco elástico y la espuma sellada. El uso del polímero visco elástico no presentó reducción de la presión del interfaz cuando es comparado a la mesa de operaciones estándar. Las espumas presentaron menores valores de presión del interfaz, la región del sacro presentó mayores valores de presión, seguido de la región del calcáneo en la

mesa de operaciones estándar y en el polímero visco elástico. En relación a las espumas, la región del calcáneo presentó mayores valores de presión del interfaz. No hubo diferencia estadísticamente significativa entre los grupos de los voluntarios, al ser considerado la clasificación nutricional. Se concluye que el polímero visco elástico presentó mejor comportamiento biomecánico, entre tanto no hubo reducción y ni uniformización en los niveles de presión del interfaz al ser comparadas con las otras SS conforme a la hipótesis de esta investigación. La espuma sellada D45 y D33 presentaron las mejores propiedades de reducción de la presión sobre las prominencias óseas. Estos resultados indican la posibilidad de la realización de futuras investigaciones interdisciplinarias con enfoque en la fabricación de nuevos productos en esta área.

Palabras-clave: Enfermería perioperatoria; Estrés mecánico; Periodo perioperatorio; Posicionamiento del paciente; Úlcera por presión.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 01	Posição Supina	30
Figura 02	Posição Prona	31
Figura 03	Posição Lateral	31
Figura 04	Posição Litotômica	32
Figura 05	Lesão por Pressão Estágio 1 - Pele íntegra com eritema não branqueável	38
Figura 06	Lesão por Pressão Estágio 2 - Perda de espessura parcial da pele com exposição da derme	38
Figura 07	Lesão por Pressão Estágio 3 - Perda total da espessura da pele	39
Figura 08	Lesão por Pressão Estágio 4 - Perda total da espessura da pele e perda tissular	39
Figura 09	Lesão por Pressão não estádiável	40
Figura 10	Lesão por Pressão tissular profunda	41
Figura 11	Fluxo de seleção dos artigos da revisão, segundo PRISMA	53
Quadro 1	Artigos resumidos de acordo com a categoria temática	54
Quadro 2	Avaliação da qualidade dos estudos de acordo com as recomendações GRADE e Jadad e outras limitações dos estudos	61
Figura 12	Laboratório de Projetos Mecânicos Prof. Henner A. Gomide, LPM, UFU	73
Figura 13	Máquina Universal de Ensaios 810 - componentes 1, LPM, UFU	74
Figura 14	Máquina Universal de Ensaios 810 - componentes 2, LPM, UFU	74
Figura 15	Estufa de secagem com circulação e renovação de ar, marca SPLABOR [®]	75
Figura 16	Preparo e acondicionamento dos corpos de prova dos materiais analisados	76
Figura 17	Balança de precisão, marca Instrutherm [®] , modelo BD450, LPM, UFU	77
Figura 18	Medições dos corpos de prova, LPM	78
Figura 19	Paquímetro analógico, marca Digimess [®] , LPM	79
Figura 20	Equipamentos de Proteção Individual utilizados para o preparo dos corpos de prova das espumas e EVA para a realização do teste B, LPM	80
Figura 21	Preparo dos corpos de prova do polímero viscoelástico para a realização do teste B, LPM	80
Quadro 3	Tipo de distribuição, equação da incerteza-padrão e graus de liberdade adotados para cada variável de influência da incerteza associada à medição da massa	81

Quadro 4	Tipo de distribuição, equação da incerteza-padrão e graus de liberdade adotados para cada variável de influência da incerteza associada à medição da espessura	82
Quadro 5	Tipo de distribuição, equação da incerteza-padrão e graus de liberdade adotados para cada variável de influência da incerteza associada à medição das dimensões (comprimento, largura e altura)	82
Figura 22	Calibração do durômetro, modelo HT 6510-A, marca Medtec [®] , LPM	84
Figura 23	Avaliação da dureza em nove pontos de medida, LPM	84
Figura 24	Dispositivo de compressão para o teste de deformação permanente à compressão	85
Figura 25	Aferição da temperatura no interior da estufa	86
Figura 26	Curva térmica	87
Figura 27	Compressão do corpo de prova a 50% de sua espessura inicial	88
Figura 28	Dispositivo de compressão e corpo de prova no interior da estufa	88
Figura 29	Resultado de teste-piloto de deformação permanente à compressão a 70°C do polímero viscoelástico	89
Figura 30	Teste de Força de Indentação, LPM	90
Figura 31	Medição da espessura no centro do corpo de prova, LPM	93
Quadro 6	Classificação do Índice de Massa Corporal (IMC) – OMS (2000)	96
Figura 32	Malha de sensores	97
Figura 33	Malha de sensores ligados pelo identificador ao cabo USB	97
Figura 34	Mesa de operação padrão utilizada na coleta de dados	98
Figura 35	Polímero viscoelástico sobre a mesa de operação padrão	98
Figura 36	Posicionamento da malha de sensores (imagem representativa)	99
Figura 37	Modelos de captura das imagens pelo sensor CONFORmat [®]	100
Figura 38	<i>Software</i> CONFORmat [®] conectado à malha de sensores	101
Quadro 7	Variáveis do estudo	101
Figura 39	Valores médios de massa (g) dos corpos de prova	105
Figura 40	Valores médios de comprimento, largura e altura (cm) dos corpos de prova	106
Figura 41	Valores médios das densidades (g/cm ³) dos corpos de prova	107
Figura 42	Valores médios e desvio-padrão das durezas dos corpos de prova	108
Figura 43	Espessura média (mm) e incerteza expandida (mm) dos corpos de prova antes da realização do ensaio de deformação permanente à compressão	109

Figura 44	Espessura média (mm) e incerteza expandida (mm) dos corpos de prova após a realização do ensaio de deformação permanente à compressão	110
Figura 45	Valores médios de deformação permanente à compressão (%) dos corpos de prova	112
Figura 46	Valores médios de força de indentação inicial (N) dos corpos de prova	112
Figura 47	Fator conforto, segundo as normas ASTM 3574 e ISO 2439	114
Figura 48	Perda de espessura média (%) dos corpos de prova	115
Figura 49	Perda de espessura de um corpo de prova da espuma selada D28, LPM	115
Figura 50	Valores médios de força de indentação final dos corpos de prova	116
Figura 51	Perda da força de indentação a 25%, 40% e 65%	117
Figura 52	Força, pressão do box, pressão de pico máxima e pressão de pico média da região occipital nas superfícies de suporte	119
Figura 53	Força, pressão do box, pressão de pico máxima e pressão de pico média da região subescapular nas superfícies de suporte	122
Figura 54	Força, pressão do box, pressão de pico máxima e pressão de pico média da região sacral nas superfícies de suporte	125
Figura 55	Força, pressão do box, pressão de pico máxima e pressão de pico média da região calcânea direita, nas superfícies de suporte	127
Figura 56	Força, pressão do box, pressão de pico máxima e pressão de pico média da região calcânea esquerda, nas superfícies de suporte	127
Figura 57	Distribuição da força, em diferentes regiões	132
Figura 58	Distribuição da pressão do box, em diferentes regiões	132
Figura 59	Distribuição da pressão de pico máxima, em diferentes regiões	133
Figura 60	Distribuição da pressão de pico média, em diferentes regiões	133
Figura 61	Força (N) exercida em região sacral, nos grupos de participantes	135
Figura 62	Pressão do box (mmHg) em região sacral, nos grupos de participantes	135
Figura 63	Pressão de Pico Máxima (mmHg) em região sacral, nos grupos de participantes	136
Figura 64	Pressão de Pico Média (mmHg) em região sacral, nos grupos de participantes	136

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	Distribuição dos valores médios e desvio-padrão das massas (g) dos corpos de prova	105
Tabela 2	Distribuição dos valores médios e desvio-padrão do comprimento, da largura e da espessura (cm) dos corpos de prova	106
Tabela 3	Distribuição dos valores médios e desvio-padrão da densidade dos corpos de prova	107
Tabela 4	Distribuição dos valores médios e desvio-padrão da dureza (Shore A) dos corpos de prova	108
Tabela 5	Distribuição dos valores de espessura inicial (i_0), espessura final (i_1), da deformação permanente à compressão (DPC) e os valores médios e desvio-padrão da DPC dos corpos de prova	109
Tabela 6	Distribuição dos valores médios de força de indentação inicial (N) a 25%, 40% e 65%	111
Tabela 7	Distribuição do fator conforto (ASTM 3574 e ISO 2439)	111
Tabela 8	Distribuição dos valores médios de força de indentação final a 25%, 40% e 65%	114
Tabela 9	Distribuição dos valores médios de DPC (%) e perda de força de indentação dos corpos de prova	116
Tabela 10	Distribuição dos valores médios, desvio-padrão, mínimo e máximo da força, pressão do box, pressão de pico máxima e pressão de pico média da região occipital, nas diferentes superfícies de suporte	117
Tabela 11	Comparação da força, pressão do box, pressão de pico máxima e pressão de pico média exercidas na região occipital, nas diferentes superfícies de suporte	119
Tabela 12	Distribuição dos valores médios, desvio-padrão, mínimo e máximo da força, pressão do box, pressão de pico máxima e pressão de pico média da região subescapular, nas diferentes superfícies de suporte	121
Tabela 13	Comparação da força, pressão do box, pressão de pico máxima e pressão de pico média exercidas na região subescapular, nas diferentes superfícies de suporte	122
Tabela 14	Distribuição dos valores médios, desvio-padrão, mínimo e máximo da	

	força, pressão do box, pressão de pico máxima e pressão de pico média da região sacral, nas diferentes superfícies de suporte	123
Tabela 15	Comparação da força, pressão do box, pressão de pico máxima e pressão de pico média exercidas na região sacral, nas diferentes superfícies de suporte	124
Tabela 16	Distribuição dos valores médios, desvio-padrão, mínimo e máximo da força, pressão do box, pressão de pico máxima e pressão de pico média da região calcânea direita, nas diferentes superfícies de suporte	126
Tabela 17	Comparação da força, pressão do box, pressão de pico máxima e pressão de pico média exercidas na região calcânea direita, nas diferentes superfícies de suporte	127
Tabela 18	Distribuição dos valores médios, desvio-padrão, mínimo e máximo da força, pressão do box, pressão de pico máxima e pressão de pico média da região calcânea esquerda, nas diferentes superfícies de suporte	128
Tabela 19	Comparação da força, pressão do box, pressão de pico máxima e pressão de pico média exercidas na região calcânea esquerda, nas diferentes superfícies de suporte	129
Tabela 20	Distribuição dos valores médios, desvio-padrão, mínimo e máximo da força, pressão do box, pressão de pico máxima e pressão de pico média da região sacral, comparada por grupos, nas diferentes superfícies de suporte	133

LISTA DE ABREVEATURAS E SIGLAS

A - Altura

ABNT - Associação Brasileira de Normas Técnicas

AORN - *Association of Perioperative Registered Nurses*

ASTM - *American Society for Testing and Materials*

DP - Desvio Padrão

E_0 - Espessura Inicial

ECCR - Ensaio Clínico Controlado Randomizado

E_f - Espessura Final

ELPO - Escala de Avaliação de Risco para Desenvolvimento de Lesões Decorrentes do Posicionamento Cirúrgico

EVA - Espuma Vinílica Acetinada

F - Força

F_{10} - Força de Indentação Inicial

IMC - Índice de Massa Corporal

LPP - Lesão por Pressão

M - Massa

MOP - Mesa de Operação Padrão

NPUP - *National Pressure Ulcer Advisory Panel*

OMS - Organização Mundial da Saúde

PB - Pressão do Box

P_E - Perda de Espessura

P_{Fi} - Perda de Força de Indentação

PP máx. - Pressão de Pico Máxima

PP méd. - Pressão de Pico Média

SAEP - Sistematização da Assistência de Enfermagem Perioperatória

SS - Superfície de Suporte

TCE - Termo de Consentimento Livre e Esclarecido

WOCN® - *Wound, Ostomy and Continence Nurses Society*

Sumário

1 INTRODUÇÃO	23
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	28
2.1 A ENFERMAGEM NA SEGURANÇA DO PACIENTE.....	28
2.2 POSICIONAMENTO CIRÚRGICO	29
2.3 COMPLICAÇÕES DECORRENTES DO POSICIONAMENTO CIRÚRGICO	33
2.4 LESÕES POR PRESSÃO DECORRENTES DO POSICIONAMENTO CIRÚRGICO	37
2.5 SUPERFÍCIES DE SUPORTE NA PREVENÇÃO DE COMPLICAÇÕES DECORRENTES DO POSICIONAMENTO CIRÚRGICO.....	51
2.6 PROPRIEDADES MECÂNICAS DE SUPERFÍCIES DE SUPORTE.....	65
3 HIPÓTESES.....	70
4 OBJETIVO GERAL	71
4.1 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	71
5 MATERIAIS E MÉTODOS	72
5.1 TIPO DE ESTUDO.....	72
5.2 ETAPA I: ENSAIOS MECÂNICOS	72
5.2.1 Local	73
5.2.2 Preparo e Caracterização das Amostras.....	75
5.3 ETAPA II: AVALIAÇÃO DE PRESSÃO SOBRE SUPERFÍCIES DE SUPORTE	94
5.3.1 Local	94
5.3.2 Amostra	94
5.3.3 Procedimentos de Coleta de Dados	95
5.4 VARIÁVEIS DO ESTUDO.....	101
5.5 PROCESSAMENTO DOS DADOS.....	102
5.6 ANÁLISE DOS DADOS.....	102
5.7 ASPECTOS ÉTICOS	103
5.8 FINANCIAMENTO.....	103
6 RESULTADOS.....	104

6.1 ETAPA I.....	104
6.1.1 Caracterização dos Corpos de Prova.....	104
6.1.2 Deformação Permanente à Compressão	109
6.1.3 Força de Indentação e Fator Conforto	112
6.1.4 Fadiga Dinâmica	114
6.1.5 Durabilidade das Superfícies de Suporte	117
6.2 ETAPA II	118
6.2.1 Caracterização dos participantes	118
6.2.2 Força e Pressão de Interface	118
7 DISCUSSÃO.....	137
8 CONCLUSÕES.....	149
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	150
GLOSSÁRIO	167
APÊNDICE A - PROJETOS DOS DISPOSITIVOS CONFECCIONADOS PARA O ESTUDO	170
APÊNDICE B - TERMO DE ESCLARECIMENTO E CONSENTIMENTO.....	183
APÊNDICE C - ÁLBUM DE IMAGENS	185
APÊNDICE D - INSTRUMENTO DE COLETA DE DADOS	202
ANEXO 01 - CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO DA BALANÇA.....	204
ANEXO 02 - CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO DA RÉGUA	205
ANEXO 03 - CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO DO PAQUÍMETRO	207

1 INTRODUÇÃO

À medida que o cuidado em saúde envolve processos cada vez mais complexos e tecnologias avançadas, as possibilidades de falhas inerentes ao cuidado podem ocorrer, mesmo nas melhores instituições de saúde. Embora não seja possível modificar a condição humana, podem-se mudar as condições sob as quais os indivíduos trabalham (REASON, 2000).

No contexto do cuidado em saúde, eventos ou circunstâncias que poderiam resultar em dano desnecessário ao paciente são considerados incidentes. Esses podem ou não resultar em danos ao paciente (BRASIL, 2013). Quando um incidente tem por consequência o dano físico, social ou psicológico ao paciente, como lesão, sofrimento, incapacidade ou morte, considera-se a ocorrência de um evento adverso (OMS, 2009).

O evento adverso não necessariamente está relacionado à ocorrência de erro na prestação de cuidados ao paciente. Existem danos que são inerentes ao cuidado de saúde, não podendo ser evitados (MENDES et al., 2013). Existem casos em que esses eventos podem ser evitáveis, os quais estão associados a falhas ativas ou condições latentes (REASON, 2000), ou até mesmo por procedimentos que não seguem protocolos de condutas (NASCIMENTO; TRAVASSOS, 2010; REASON, 1990). O profissional de saúde deve estar atento aos principais locais onde os incidentes ocorrem nos serviços de saúde, para que se planeje uma assistência preventiva.

Mudanças nas atitudes gerenciais e profissionais, fortalecimento da liderança e do conhecimento, melhoria no acesso, na qualidade e no uso de tecnologias e manutenção competente e produtiva dos profissionais são atitudes que podem reduzir a ocorrência dos incidentes (PARANAGUÁ et al., 2013).

O ambiente cirúrgico tornou-se foco de pesquisas referentes a essa temática, pois tem sido notificado como um ambiente em que os incidentes ocorrem com mais frequência, no entanto, estima-se que podem ser prevenidos em 43% dos casos (CROTEAU, 2004; WALKER; RESHAMWALLA; WILSON, 2012).

Estudo realizado no Rio de Janeiro, Brasil, que caracterizou eventos adversos evitáveis em ambiente hospitalar, evidenciou que a maior frequência desses eventos acontece em centro cirúrgico, relacionados à cirurgia (32,3%). As principais falhas relatadas estavam relacionadas à ausência de precauções para evitar lesões (72,3%). O fator contribuinte mais frequente nesse estudo foi a não adesão ou verificação das normas ou protocolos de diretrizes clínicas (MENDES et al., 2013).

A assistência prestada ao paciente em ambiente cirúrgico, se prestada de forma integral e individualizada, específica em cada momento do período perioperatório (pré, intra e pós-operatório), pode propiciar ao paciente uma recuperação eficaz, rápida, de qualidade (GRITTEM; MEIER; PERES, 2009) e livre de danos. Esse cuidado é de responsabilidade de todos os profissionais, inclusive da equipe de enfermagem, que possui papel fundamental na prevenção de incidentes (BOHOMOL; TARTALI, 2013). Cabe a esses profissionais avaliar as evidências disponíveis para que o paciente seja mais bem assistido (GALVÃO; SAWADA; ROSSI, 2002).

O posicionamento cirúrgico do paciente é considerado uma atividade relacionada à atenção à saúde e à segurança do paciente, que tem por objetivo promover acesso da equipe de saúde ao paciente, conforme a necessidade de cada procedimento e evitar complicações decorrentes do procedimento, além de assegurar o máximo de segurança e conforto para o paciente (AORN, 2017; LOPES, 2009; SPRUCE, 2017; ST-ARNAUD; PAQUIM, 2008).

O correto e seguro posicionamento do paciente implica na utilização de apoios e coxins, bandagens macias, diminuição da altura durante a elevação das pernas e, principalmente, a escolha adequada de superfícies de suporte (SS) (WILDE, 2004), com o intuito de prevenir complicações decorrentes do procedimento e das condições a que o paciente permanece exposto.

As SSs são dispositivos especializados, sobreposições, colchões ou sistemas integrados que possuem como finalidade a redistribuição de pressão. São fabricadas para o controle da pressão, cisalhamento ou forças de fricção sobre o tecido, manutenção do microclima ou outras funções terapêuticas (MCNICHOL et al., 2015).

A escolha das SSs devem levar em consideração as necessidades específicas do paciente, associadas ao tipo de cirurgia; de forma que sejam utilizadas para manter o paciente na posição correta (AORN, 2017; LOPES, 2009; SPRUCE, 2017). A redistribuição da pressão do corpo do paciente, especialmente em proeminências ósseas, consiste na principal característica de segurança dos materiais de posicionamento (PULIDO; SANTOS, 2010) e possui como o principal objetivo evitar complicações como lesão por pressão (LPP) e a síndrome compartimental.

Muitos produtos estão sendo projetados para redistribuir a pressão no paciente cirúrgico, durante procedimentos prolongados. Contudo, existem poucas pesquisas que avaliam a eficácia das propriedades de redistribuição da pressão desses produtos (KIRKLAND-WALSH et al., 2015).

Na sala de operações, os fatores determinantes das lesões por pressão (LPP) não estão relacionados apenas à qualidade dos cuidados de enfermagem recebidos. Alguns fatores globais desempenham um papel importante na prevenção dos riscos das LPPs, como a decisão do cirurgião (como o posicionamento e o tempo de reposicionamento), a decisão do anestesista (como a anestesia geral) e também a adequação dos dispositivos disponíveis para uso (BULFONE et al., 2012).

Recentemente, observa-se na prática hospitalar o uso de várias SSs. O interesse sobre a melhor escolha dos dispositivos a serem utilizados levou pesquisadores a realizarem pesquisas clínicas e estudos de revisão sistemática que objetivaram alcançar a melhor evidência em relação ao uso dos dispositivos. Porém, os estudos possuem características que geram vieses e limitações citados pelos autores (BAKER; LEAPER, 2003; BROWN et al., 2000; FEUCHTINGER et al., 2006; HOSHOWSKY; SCHRAMM, 1994; HUANG; CHEN; XU, 2013; MCELVENNY et al., 1998; MCINNES et al., 2011; MCINNES et al., 2012; MCINNES et al., 2015; NIXON et al., 1998).

Além das limitações quanto aos resultados de pesquisa, desenho de estudo e da classificação das SSs, considera-se que existe um atraso em relação às evidências e ao avanço tecnológico em saúde atual (MCNICHOL et al., 2015).

Estudo de coorte prospectiva, realizado com pacientes em procedimento cirúrgico prolongado, aponta que as evidências disponíveis possuem conclusões equivocadas, por abrangerem populações específicas. Além disso, existem poucas pesquisas investigando o grau em que as SSs influenciam o desenvolvimento das LPPs, quando examinadas em conjunto com fatores extrínsecos entre todos os pacientes em procedimentos prolongados (PRIMIANO et al., 2011).

Dispositivos com diferentes propriedades viscoelásticas e diferentes graus de conforto térmico e taxas de deformação têm sido utilizados como alternativa para a redução dos níveis de pressão, em regiões específicas do corpo. Especialmente em populações idosas, os dispositivos viscoelásticos são considerados pela literatura os que melhor oferecem benefícios ao paciente (BA' PHAM, 2011), porém possuem reduzida utilização no Brasil por serem importados e de alto custo. Há também de se destacar a escassez de evidências científicas que sustentem a escolha desses dispositivos na prática clínica da enfermagem perioperatória.

O que é observado na prática hospitalar é que algumas instituições hospitalares podem até realizar a compra de alguns dispositivos de forma indiscriminada e sem o conhecimento específico em relação às condições de uso e recomendações de acordo com cada posição, levando em conta muitas das vezes apenas o custo do produto.

Existe uma gama de materiais com propriedades viscoelásticas e derivados de petróleo no mercado nacional e internacional. Entre estes, existem os polímeros, poliuretanos, polietilenos, polivinilis, espuma vinílica acetinada (EVA), espuma selada, espuma soft, dentre outros, descritos como matéria-prima na confecção de SS ou utilizados como protetores ortopédicos, em cadeiras de rodas e em ambientes terapêuticos, como em unidades de reabilitação fisioterapêutica, práticas esportivas e recreação infantil. Porém, pouco se sabe em relação às características biomecânicas desses produtos, seu comportamento mecânico e em relação à redistribuição de pressão.

Não há evidências na literatura que avaliaram comparativamente tais dispositivos em relação às suas propriedades de redução de pressão, durabilidade e características viscoelásticas, com o intuito de selecionar materiais de menor custo e com qualidade equivalente a de polímeros de custo elevado.

Outra lacuna observada nos estudos clínicos é a ausência de especificações das SSs utilizadas nos estudos. Na maioria das vezes, existem especificações apenas em relação a sua constituição (espuma, gel, polímero viscoelástico). Ressalta-se a necessidade de mencionar características que os especifiquem, como densidade, dimensões e propriedades do material utilizado, para que se possam estabelecer critérios de comparação.

O uso de denominações diferentes para um mesmo material também foi observado, o que gera dificuldades para o estabelecimento de um consenso para ser aplicado à prática clínica.

Algumas propriedades mecânicas dos materiais, como fadiga dinâmica, força de indentação, dureza, nível de deformação, durabilidade e dissipação da pressão são propriedades que podem ser mensuradas, considerando as normas existentes, com o intuito de buscar o melhor material a ser utilizado, além de poder gerar parâmetros para a determinação da relação custo/benefício proporcionado.

As características de um produto, que condiz com um bem de consumo destinado ao uso humano, são determinadas por testes específicos e devem seguir normas técnicas para a sua realização. No caso de colchões de espuma flexível, essas normas são regidas pela Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT), nas quais fazem referência a todos os itens normalizados que o colchão precisa ter para ser comercializado, em território nacional (SOSNOSKI, 2012). Normas internacionais também determinam esses parâmetros, como as normas descritas pela *American Society for Testing and Materials* (ASTM).

Nesse sentido, o propósito desta pesquisa foi fornecer novas evidências científicas à enfermagem perioperatória, no intuito de determinar as características de produtos utilizados

como SS e a adequação dos mesmos ao propósito terapêutico intraoperatório. Isso aumentaria as opções em relação ao tipo de materiais possíveis de serem utilizados na prevenção de LPP. O uso de dispositivos com matéria-prima nacional poderá reduzir custos e aumentar a adesão às SSs pelas instituições de saúde brasileiras.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 A ENFERMAGEM NA SEGURANÇA DO PACIENTE

Segurança do paciente, segundo a Organização Mundial da Saúde, refere-se à redução do risco e danos ao paciente associados à assistência em saúde. Essa temática tem atingido grande repercussão nos serviços de saúde nos últimos anos, com abrangência tanto para os doentes e familiares como para os profissionais de saúde (OMS, 2009).

A expressão segurança do paciente pode ser definida como o ato de prevenir e evitar os incidentes ou as lesões, originadas no processo de atendimento em saúde (NASCIMENTO, 2011).

Um aumento significativo de procedimentos cirúrgicos tem sido observado em todo o mundo. Proporcionalmente a isso, observa-se um aumento da incidência de incidentes decorrentes do período perioperatório, aproximadamente 10%, e um registro de mortalidade de 0,5%. Metade desses eventos foi considerada como preveníveis (VILZ et al., 2016).

As peculiaridades do procedimento cirúrgico tornam os pacientes mais vulneráveis, o que aumenta os riscos a que esses estão expostos, caracterizando o ambiente perioperatório como área de alto risco (THE JOINT COMMISSION, 2016).

Estudo de coorte retrospectivo realizado em três hospitais gerais públicos de ensino do Rio de Janeiro, com uma amostra de 1.103 pacientes, identificou 65 incidentes que levaram a danos diretos ao paciente. Dos 56 pacientes que sofreram esses eventos, 20% eram complicações cirúrgicas e/ou anestésicas, e 18,4% eram LPP. Os incidentes foram responsáveis por 373 dias adicionais de permanência no hospital (MENDES et al., 2013).

Para garantir condições de segurança, o enfermeiro é responsável por planejar e implementar ações que minimizem os riscos de complicações, durante os procedimentos anestésico e cirúrgico (LOPES, 2009).

O processo de enfermagem é considerado uma ferramenta metodológica utilizada pelo enfermeiro para a organização do plano de cuidados perioperatórios e das ações assistenciais. No pré-operatório, ocorre a interação inicial com o paciente, na qual se pode conhecê-lo, detectar, solucionar e encaminhar problemas enfrentados pelo mesmo. A partir da recepção do paciente em centro cirúrgico até o seu encaminhamento à sala de recuperação pós-anestésica, considera-se o intraoperatório, período no qual se intervém em medidas efetivas que minimizem os riscos decorrentes do procedimento anestésico-cirúrgico. Os cuidados pós-

operatórios envolvem a continuidade do cuidado e a observação de possíveis complicações (GALVÃO; SAWADA; ROSSI, 2002).

Devido à inter-relação desses períodos e à complexidade das ações, torna-se essencial o uso do processo de enfermagem e do conhecimento científico para o embasamento das ações. A realização de cada etapa do processo envolve o uso da prática baseada em evidências, tanto para o planejamento das informações coletadas (quais as condições clínicas do paciente e no que elas influenciarão), quanto para o estabelecimento dos diagnósticos de enfermagem, no planejamento e evolução da assistência prestada (GALVÃO; SAWADA; ROSSI, 2002).

A utilização da prática baseada em evidências na enfermagem proporciona a implantação de intervenções eficazes e direcionadas às necessidades de cada paciente, possibilitando a melhoria da qualidade da assistência prestada (GALVÃO, 2009).

Independente dos avanços tecnológicos disponíveis para a prevenção de riscos e tratamentos, são essenciais a competência profissional e a habilidade de avaliação do enfermeiro para a alocação dos recursos disponíveis e adoção de uma assistência sistematizada (SILVA et al., 2011).

Uma das ações inseridas nesse contexto é o correto posicionamento cirúrgico em acordo com a equipe cirúrgica, com o objetivo de minimizar os riscos a ele expostos e garantir uma melhor qualidade da assistência (LOPES, 2009).

2.2 POSICIONAMENTO CIRÚRGICO

A forma como um paciente é disposto na mesa operatória para que se possibilite o procedimento anestésico-cirúrgico é denominado posicionamento cirúrgico. Esse procedimento, apesar de necessário, expõe o paciente a riscos que podem comprometer definitivamente a saúde do paciente, se não observados com responsabilidade e competência (SILVEIRA, 2008).

A Sistematização da Assistência de Enfermagem Perioperatória (SAEP) estabelece que o enfermeiro deve observar alguns requisitos para o posicionamento cirúrgico, de acordo com alguns fatores como avaliação pré-operatória e identificação dos problemas do cliente; planejamento da assistência de enfermagem; implementação da assistência de enfermagem e a avaliação pós-operatória (HEIZENROTH, 2007; PALAZZO, 2000).

Dentre os objetivos da execução do posicionamento cirúrgico adequado, estão: promover acesso adequado da equipe ao sítio cirúrgico, promover o conforto ao paciente,

manter o alinhamento corporal, minimizar a tensão ou pressão sobre os tecidos, reduzir a fricção, cisalhamento e pressão; preservar as funções circulatórias e respiratórias e evitar as complicações decorrentes do procedimento. Para tanto, é necessário conhecimento científico em relação à adequação do posicionamento e ao uso de dispositivos e equipamentos que auxiliem no mesmo (AORN, 2017; HOSHOWSKY, 1998; PAQUIN, 2008; RICKER, 1997; ST-ARNAUD).

Para a determinação do posicionamento cirúrgico adequado, deve-se levar em consideração aspectos como a preferência do cirurgião, a técnica cirúrgica, o acesso do anestesista às vias aéreas, à monitorização e aos cateteres para infusão de medicamentos, além das condições de saúde e físicas do paciente. A observação desses itens e o uso de ações adequadas relacionadas aos mesmos condicionam a prevenção de complicações e o reestabelecimento das condições de saúde do paciente, após o procedimento (BECKETT, 2010; WALTON-GEER, 2009).

Além disso, aspectos individuais de cada paciente devem ser levados em consideração para adaptar o posicionamento às necessidades dos sujeitos (HEIZENROTH, 2007).

Dentre as principais posições cirúrgicas, estão: supina, prona, lateral e litotomia. Cada uma delas possui recomendações específicas que envolvem principalmente a distribuição de pressão nas proeminências ósseas e a prevenção de lesões (LOPES; GALVÃO, 2010).

Para a posição supina (Figura 1), recomenda-se o uso de apoios de cabeça e abaixo dos joelhos, manutenção dos braços em até 90° com o corpo, das pernas descruzadas e os pés não hiperextendidos (LOPES; GALVÃO, 2010).

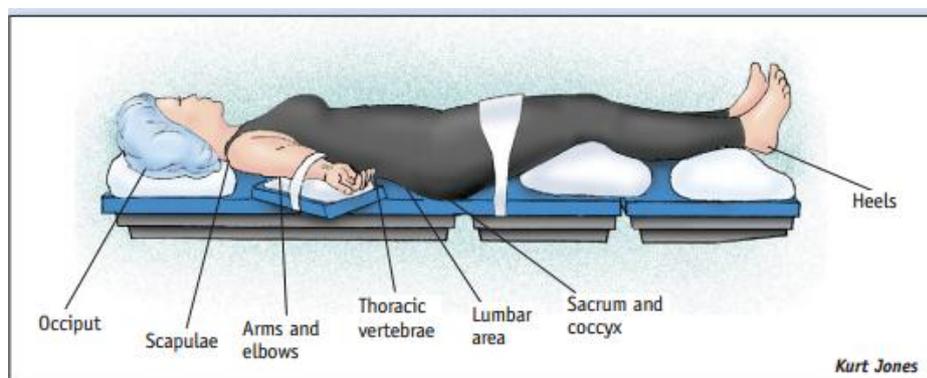


Figura 1: Posição Supina. Fonte: WALTON-GEER, 2009.

Uma recomendação importante é que os joelhos do paciente devem ser flexionados aproximadamente cinco a dez graus na posição supina. Deve-se utilizar um dispositivo de

suspensão do calcanhar para evitar lesões e a hiperextensão dos joelhos do paciente, o que comprime a veia poplíteia e aumenta o risco de trombose venosa profunda (HUBER; HUBER, 2009).

Na posição prona (Figura 2), deve-se proteger a face e suas protuberâncias (rosto, olhos e queixo), manter o alinhamento do pescoço, manter apoios da clavícula à crista ilíaca e sob as pernas e pés, manter genitálias livres e proteger os pés de hiperflexão. Deve-se atentar ao acesso das linhas de monitoramento e cateteres (LOPES; GALVÃO, 2010), para que não estejam colabados ou pressionados sob o paciente.

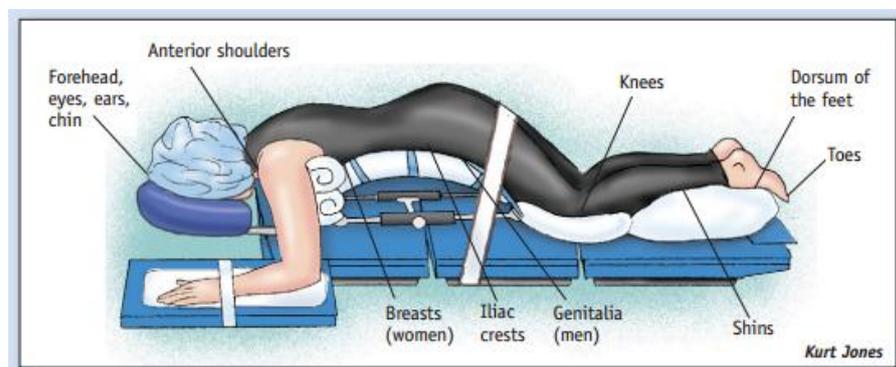


Figura 2: Posição Prona. Fonte: WALTON-GEER, 2009.

Para o posicionamento lateral (Figura 3), recomenda-se a manutenção do alinhamento espinhal, manutenção de apoio sob a cabeça, região axilar e entre as pernas, com cuidado especial para a orelha apoiada. O membro inferior apoiado à mesa deve permanecer flexionado na região do quadril e o outro membro inferior estendido (LOPES; GALVÃO, 2010).

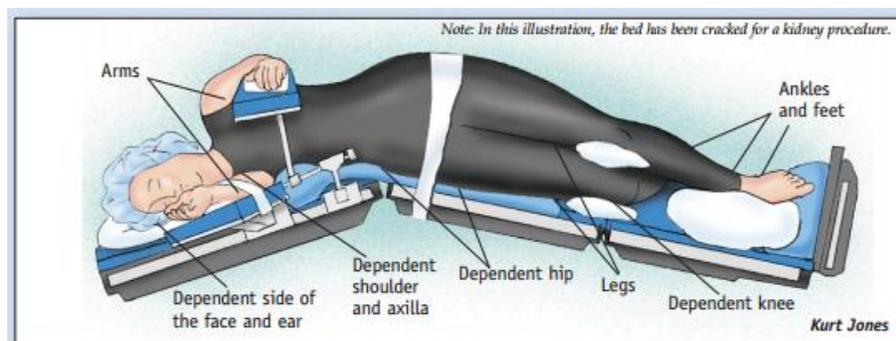


Figura 3: Posição Lateral. Fonte: WALTON-GEER, 2009.

Para a posição litotômica (Figura 4), recomenda-se manter os braços em braçadeiras, a um ângulo máximo de 90°, com acolchoamento em quadris, nádegas e laterais do corpo, utilizando a menor elevação das pernas pelo menor tempo possível para minimizar o grau de abdução do quadril (LOPES; GALVÃO, 2010).

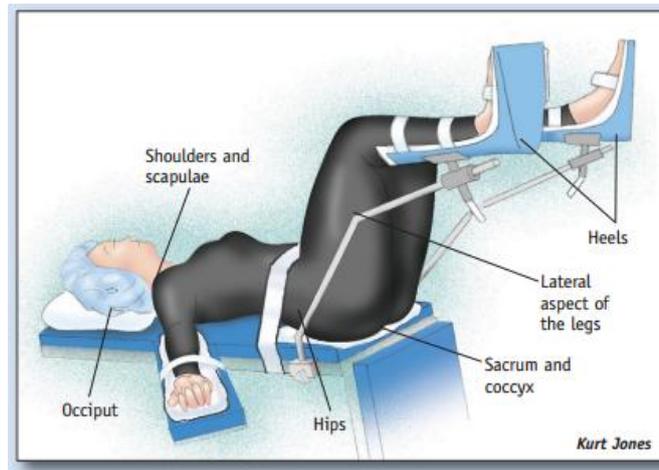


Figura 4: Posição Litotômica. Fonte: WALTON-GEER, 2009.

Recomenda-se que as posições de litotomia e prona sejam mantidas pelo menor tempo possível. Os pacientes nessas posições devem ser reposicionados, durante o procedimento (AORN, 2017).

Devido à variedade das cirurgias a serem realizadas e as peculiaridades de cada paciente, como as variações anatômicas e fisiológicas decorrentes do posicionamento cirúrgico, ato anestésico e do próprio procedimento, o enfermeiro é responsável por reconhecer os riscos a que esse indivíduo está exposto durante o intraoperatório. Além disso, deve reconhecer os equipamentos e dispositivos que existem disponíveis para que se implementem ações efetivas de prevenção de complicações, durante essas situações (AORN, 2017; ENGELS et al., 2016; LOPES, 2009; MATOS; PICCOLI, 2004).

À medida que as cirurgias se tornam mais complexas e longas, os profissionais atuantes no intraoperatório necessitam assegurar que os pacientes estejam devidamente preparados e posicionados para o procedimento ao qual serão submetidos, de forma a garantir o sucesso, a segurança e o bem-estar do paciente (WILDE, 2004).

A responsabilidade por esse bem-estar é dividida entre os profissionais que atuam durante a cirurgia, envolvendo o cirurgião, o anestesiolegista e o enfermeiro, que durante todo o procedimento cirúrgico monitoram o seu estado fisiológico, porém cabe ao enfermeiro a

participação ativa durante o posicionamento cirúrgico (AORN, 2017; HEIZENROTH, 2007; PUTNAM, 2017; RICKER, 1997; SILVEIRA, 2008).

O enfermeiro deve desempenhar importantes ações relacionadas à prevenção de complicações, como a aplicação adequada dos recursos de proteção e a mudança periódica de posicionamento do paciente durante a cirurgia (SERGIO; CAMERON; VITAL, 2012), como recomendado pela literatura o reposicionamento do paciente a cada 2 horas (AORN, 2016). Porém, essa recomendação pode ser inviável, pois o posicionamento do paciente durante os procedimentos cirúrgicos é limitado por fatores como a preferência do cirurgião, as necessidades do anestesista, o tipo de procedimento e a exposição necessária do local cirúrgico (WALTON-GEER, 2009).

Deve-se atentar, no momento do posicionamento cirúrgico, a aspectos relacionados aos recursos de proteção, se são adequados ao procedimento, se os lençóis estão livres de dobras e se os acessórios disponíveis na instituição estão sendo utilizados (CARNEIRO; LEITE, 2011).

Além das peculiaridades do posicionamento cirúrgico relacionadas às necessidades da equipe e do procedimento, outros aspectos advindos da cirurgia podem gerar complicações e devem ser considerados no planejamento da assistência.

O tópico a seguir discorrerá sobre essas complicações.

2.3 COMPLICAÇÕES DECORRENTES DO POSICIONAMENTO CIRÚRGICO

Durante o procedimento anestésico-cirúrgico, o paciente sofre alterações anatômicas e fisiológicas, relacionadas à anestesia, ao posicionamento e ao procedimento cirúrgico que afetam o sistema musculoesquelético, o sistema nervoso, o sistema cardiovascular e o sistema respiratório (LANDI *et al.*, 2013; LOPES, 2009; MCEWEN, 1996; PASCHAL-JR; STRZELECKI, 1992; RICKER, 1997; WALTON-GEER, 2009).

Dentre as complicações evidenciadas em ambiente cirúrgico, estudo de revisão integrativa da literatura evidenciou que o posicionamento cirúrgico do paciente pode causar algum impacto negativo nos sistemas do corpo e podem ocasionar várias complicações como: dor musculoesquelética, deslocamento de articulações, danos em nervos periféricos, lesões de pele, comprometimento cardiovascular e pulmonar e até síndrome compartimental (LOPES; GALVÃO, 2010).

Alguns aspectos devem ser levados em consideração para que se conheçam os riscos a que o paciente fica exposto, durante o procedimento cirúrgico.

Na anestesia geral, o corpo perde a proteção fisiológica para os mecanismos compensatórios e fica suscetível a lesões musculares e/ou nervosas e à dor. O uso de medicações como os relaxantes musculares e analgésicos pode mascarar e retardar o diagnóstico de lesões que aconteceram no intraoperatório (DYBEC, 2004; HEIZENROTH, 2001; HOSHOWSKY, 1998; KELLER, 1999; MILLSAPS, 2006; O'CONNELL, 2006; TAYLOR; CAMPBELL 1999; THE JOINT COMMISSION; 2016; TROIA, 2002; WILDE, 2004).

Sem a ação de anestésicos, o indivíduo tem a amplitude normal mantida pelos receptores da dor e da pressão, que evitam a compressão ou estiramento de ligamentos, tendões e músculos. No entanto, quando os agentes anestésicos e relaxantes musculares deprimem os receptores da dor, ocorre o relaxamento muscular e os mecanismos de defesa não mais oferecem proteção contra danos articulares, estiramento e esforço muscular. O grau de depressão do sistema nervoso depende do tipo de anestesia regional ou do nível de anestesia geral. O enfermeiro necessita estar atento para o fato de que, com a depressão do sistema nervoso, o indivíduo perde o controle corporal, reduz as respostas motoras, como ações compensatórias à dor e ao desconforto, e inibe ações de adaptação e a descompressão de áreas comprimidas (RICKER, 1997).

Os medicamentos utilizados na indução anestésica podem deprimir o sistema nervoso autônomo, promovem a vasodilatação que se reflete em uma redução da pressão arterial e diminuição na perfusão tecidual. O efeito combinado da anestesia e da redução da temperatura corporal compromete ainda mais a perfusão tecidual e redução do retorno venoso ao coração e pulmões (GOOD *et al.*; 2006; MATOS; PICCOLI, 2004; MATTIA *et al.*, 2012; PHILLIPS, 2004; PIEPER, 2007; POSTHAUER, 2007; POVEDA; GALVÃO; SANTOS, 2009).

A permanência do paciente em mesma posição, durante o procedimento cirúrgico, e a não manipulação de membros durante o procedimento podem propiciar a formação de trombos nos vasos e também a manutenção de pontos de pressão sob tecidos (HEIZENROTH, 2001; HOSHOWSKY, 1998; MILLSAPS, 2006; O'CONNELL, 2006; TROIA, 2002; WILDE, 2004). A imobilidade prolongada reduz o fluxo sanguíneo pulmonar, além da ação da pressão posicional sobre as costelas reduzir a expansão dos pulmões (MATOS; PICCOLI, 2004).

Os extremos de idade é um fator que predispõe a ocorrência de LPP. Pacientes em idade avançada ou muito jovens podem ter a pele mais sensível e maior probabilidade para

desenvolver LPP (HOSHOWSKY, 1998; MILLSAPS, 2006; O'CONNELL, 2006; TAYLOR; CAMPBELL 1999; WILDE, 2004).

Alterações no índice de massa corporal (IMC), como a magreza, sobrepeso ou obesidade, podem influenciar na ocorrência dos eventos indesejados. A obesidade e o sobrepeso podem potencializar as complicações decorrentes do posicionamento, e o baixo peso acarreta a exposição acentuada de proeminências ósseas do paciente, deixando as regiões mais suscetíveis ao aparecimento de LPP (AORN, 2017; DYBEC, 2004; ENGELS et al., 2016; HOSHOWSKY, 1998; KELLER, 1999; MILLSAPS, 2006; O'CONNELL, 2006; TAYLOR; CAMPBELL 1999; TROIA, 2002; WILDE, 2004).

O IMC é um dos fatores determinantes da escolha das SSs. Elas podem proporcionar uma redistribuição de pressão adequada em pacientes magros, mas não serem suficientes para o uso em pacientes obesos (CHERRY; MOSS, 2011).

Em relação à manutenção da temperatura corporal, o procedimento cirúrgico predis põe o paciente a condições que podem acarretar a redução da temperatura corporal, como o procedimento anestésico, a exposição corporal, a temperatura da sala de operação e a infusão de líquidos. A hipotermia aumenta a necessidade metabólica de consumo de oxigênio pelas estruturas corporais. Esse aumento pode não ser oferecido a todos os seguimentos corporais, como pele e extremidades do corpo, favorecendo a formação de necrose ou morte de tecidos (DYBEC, 2004; ENGELS et al., 2016; HOSHOWSKY, 1998; O'CONNELL, 2006; TAYLOR; CAMPBELL 1999). A redução da temperatura corporal em 1° F (0,55° C) aumenta o risco de desenvolvimento de LPP em 20,2% (FRED et al., 2012).

A presença de comorbidades, como *diabetes mellitus*, câncer, insuficiência renal, níveis baixos de hematócrito e hemoglobulina no pré-operatório, doenças vasculares, cardíacas, respiratórias e que afetam o sistema imunológico podem favorecer o desenvolvimento de complicações perioperatórias (DYBEC, 2004; HOSHOWSKY, 1998; KELLER, 1999; MILLSAPS, 2006; O'CONNELL, 2006; PIEPER, 2007; POSTHAUER, 2007; TAYLOR; CAMPBELL 1999; TROIA, 2002; WILDE, 2004).

Comorbidades como o *diabetes mellitus*, doenças cardíacas e vasculares estiveram associadas ao risco de desenvolvimento de LPP em estudo longitudinal, realizado no norte da Itália com pacientes submetidos à cirurgia de grande porte (BULFONE et al., 2012).

Existe uma relação inversamente proporcional entre o tempo cirúrgico e a segurança do paciente. A permanência do paciente em cirurgia com mais de duas horas de duração pode acarretar na supressão de oxigênio dos tecidos comprimidos e favorecer a formação de LPP (DUCIC et al., 2014; DYBEC, 2004; HEIZENROTH, 2001; HOSHOWSKY, 1998;

KELLER, 1999; MILLSAPS, 2006; O'CONNELL, 2006; TAYLOR; CAMPBELL 1999; TROIA, 2002; WILDE, 2004).

Estima-se que exista um risco baixo para ocorrência de LPP em procedimentos com duração até uma hora e meia. Esse valor dobra, quando o procedimento ocorre durante duas horas e meia a quatro horas. O mesmo pode até triplicar para cirurgias que se estendem para mais de quatro horas (DEFLOOR; SCHUIJMER, 2000). Considera-se um risco relativo de 2,4 para pacientes submetidos a procedimentos cirúrgicos com duração superior a 6,15 horas (BULFONE et al., 2012).

A Síndrome Compartimental está relacionada ao aumento da pressão dentro de um compartimento corporal, que envolva a redução da perfusão capilar e o comprometimento da nutrição e oxigenação dos tecidos, levando à inviabilidade dos mesmos. Os compartimentos corporais são envolvidos por estruturas inelásticas, denominadas fâscias, o que dificulta que a pressão do compartimento se dissipe. A permanência da pressão elevada por várias horas compromete a função muscular e neurológica, desencadeando necrose mioneural e até perda permanente da função (MUBARAK; HARGENS, 1983).

O posicionamento cirúrgico está relacionado à fisiopatologia da Síndrome Compartimental, quando pode causar o aumento da pressão em estruturas corporais e o comprometimento do fluxo sanguíneo em determinados pontos, principalmente nos membros inferiores (SERGIO; CAMERON; VITAL, 2012).

As manifestações da síndrome se iniciam após a reperfusão do membro, geralmente após o paciente recuperar a consciência e ter sido submetido aos cuidados pós-anestésicos. Os sinais e sintomas mais comuns são dor e edema que podem não ocorrer imediatamente após o procedimento. Uma das estratégias de prevenção da síndrome é a adoção de dispositivos de posicionamento cirúrgico adequados para cada posicionamento do paciente (SERGIO; CAMERON; VITAL, 2012).

Devido à existência desses fatores de risco, a *Association of periOperative Registered Nurses* (AORN), em suas Recomendações Práticas do Posicionamento do Paciente no Perioperatório, considera a necessidade da realização de avaliação individual do paciente, tais como: idade, peso, altura, condições da pele, estado nutricional, doenças preexistentes (especialmente nos sistemas circulatório, respiratório, neurológico); imunossupressão; limitações físicas e de mobilidade (uso de próteses, implantes e considerações sobre a amplitude de movimento); também inclui os fatores intraoperatórios, como o tipo de cirurgia, tempo de cirurgia e tempo de posição requerida. Esses dados servirão para o planejamento de ações específicas a cada paciente, de acordo com as suas especificidades (AORN, 2017).

2.4 LESÕES POR PRESSÃO DECORRENTES DO POSICIONAMENTO CIRÚRGICO

Uma das complicações mais comuns relacionadas aos riscos do posicionamento é o desenvolvimento de lesões de pele. Essas lesões podem ser observadas imediatamente após o procedimento cirúrgico nos estágios I e II, com possibilidade de evoluir rapidamente para os estágios III e IV (NATIONAL PRESSURE ULCER ADVISORY PANEL, 2016; SCHOONHOVEN; DEFLOOR; GRYPDONCK, 2002). As lesões ocorrem por hipóxia tissular em função do tempo de compressão, durante o ato cirúrgico (PRICE *et al.*; 2005; SCHOONHOVEN; DEFLOOR; GRYPDONCK, 2002).

A manifestação de lesões isquêmicas e as possibilidades de desenvolvimento de LPP devem ser uma preocupação para os pacientes que permanecem em uma mesma posição por períodos prolongados (KING; BRIDGES, 2006).

O conceito de LPP foi atualizado recentemente pela *National Pressure Ulcer Advisory Panel* (NPUAP), sendo alterado o termo "úlceras por pressão" para "lesão por pressão" pelo fato de que o termo "lesão" descreve com mais precisão a destruição dos tecidos no caso de pele intacta ou ulcerada (NPUAP, 2016).

Para a NPUAP (2016), LPP é um dano localizado na pele e/ou tecido mole subjacente geralmente sobre proeminência óssea ou ainda pode estar relacionado a equipamentos médicos ou a outro tipo de dispositivo. A lesão pode apresentar-se como pele intacta ou como úlcera aberta e pode ser dolorosa. Ocorre como um resultado de intensa e/ou prolongada pressão ou de pressão combinada com cisalhamento. A tolerância do tecido mole para a pressão e cisalhamento também pode ser afetada pelo microclima, nutrição, perfusão, doenças associadas e condição do tecido mole.

A lesão pode ser classificada em quatro estágios, como não estadiável ou como tissular profunda. A LPP estágio 1 apresenta pele intacta com uma área localizada de eritema não branqueável que pode parecer diferentemente em pele de pigmentação escura (Figura 5) (NPUAP, 2016).

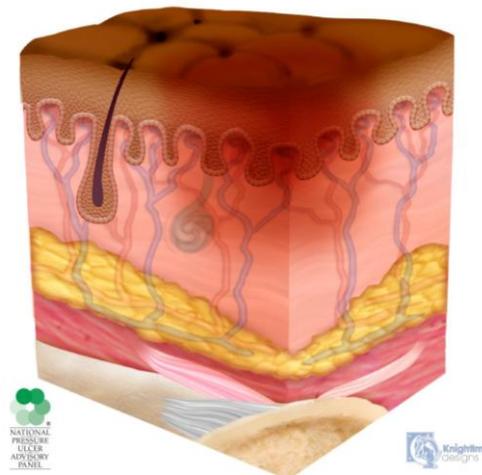


Figura 5: Lesão por Pressão Estágio 1 - Pele íntegra com eritema não branqueável. Fonte: NPUAP, 2016

A presença de eritema branqueável ou alterações na sensação, temperatura ou consistência podem preceder mudanças visuais. As mudanças de cor não incluem a descoloração roxa ou marrom, que pode indicar LPP em tecidos profundos (NPUAP, 2016).

Na LPP estágio 2, o leito da ferida é viável, rosa ou vermelho, úmido, e também pode se apresentar como uma flictena com exsudato seroso intacto ou rompido. Nesta lesão, o tecido adiposo (gordura) e tecidos mais profundos não estão visíveis. O tecido de granulação, esfacelo e a escara também não estão presentes (Figura 6) (NPUAP, 2016).

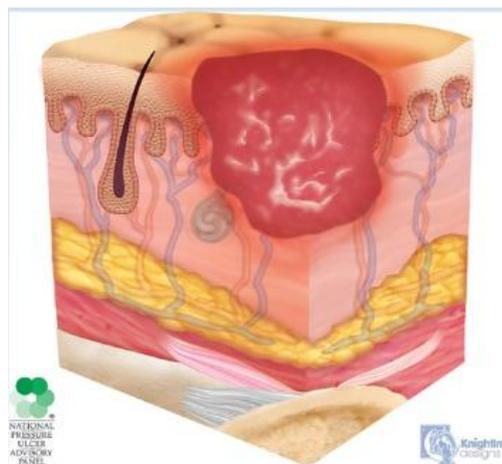


Figura 6: Lesão por Pressão Estágio 2 - Perda de espessura parcial da pele com exposição da derme. Fonte: NPUAP, 2016

A LPP estágio 3 possui perda total da espessura da pele na qual o tecido adiposo (gordura) é visível na lesão. O tecido de granulação e a borda despregada da lesão estão

frequentemente presentes. Esfacelo e/ou escara podem ser visíveis. A profundidade do prejuízo tecidual vai variar conforme a localização anatômica; áreas de adiposidade significativa podem desenvolver feridas profundas (Figura 7) (NPUAP, 2016).

Descolamento e tunelização no leito da lesão também podem ocorrer. Fáscia, músculo, tendões, ligamentos, cartilagem e/ou osso não estão expostos. Se o esfacelo ou escara cobrirem a extensão da perda tecidual, tem-se uma LPP não estadiável (NPUAP, 2016).

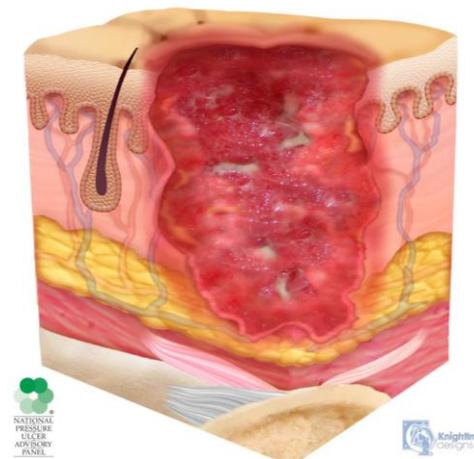


Figura 7: Lesão por Pressão Estágio 3 - Perda total da espessura da pele. Fonte: NPUAP, 2016

Na LPP estágio 4, há perda total da espessura da pele e exposição ou palpação direta de tecidos como fáscia, músculo, tendão, ligamento, cartilagem ou osso, que na lesão por esfacelo e/ou escara podem ser visíveis. Bordas desprezadas, descolamentos e/ou tunelização ocorrem frequentemente (Figura 8). A profundidade pode variar conforme a localização anatômica (NPUAP, 2016).



Figura 8: Lesão por Pressão Estágio 4 - Perda total da espessura da pele e perda tissular. Fonte: NPUAP, 2016

A LPP não estadiável apresenta perda total da espessura da pele e tecido em que a extensão do dano tecidual no interior da lesão não pode ser confirmada porque está coberto por esfacelo ou escara (Figura 9). Se o esfacelo ou escara for removido, a LPP poderá ser classificada como estágio 3 ou 4. Deve ser considerada ainda escara estável (seca, aderente, intacta, sem eritema ou flutuação) sobre um membro isquêmico ou no calcanhar e que não deve ser removida (NPUAP, 2016).

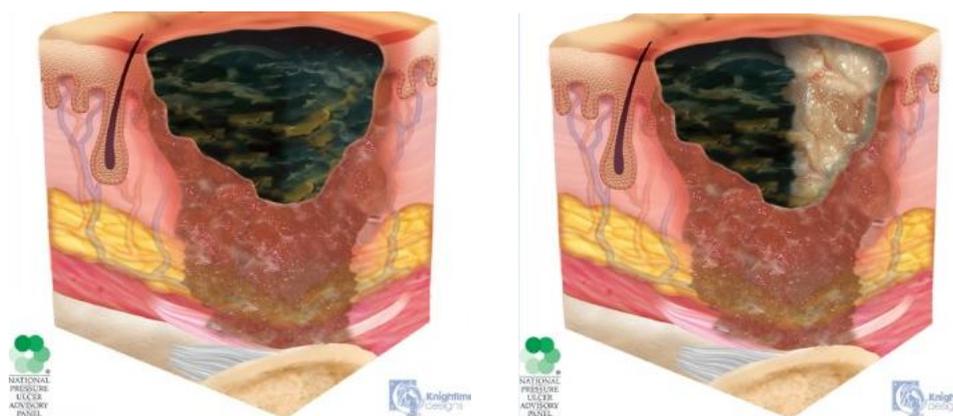


Figura 9: Lesão por Pressão não estadiável. Fonte: NPUAP, 2016

Classificam-se como LPP tissular profunda os casos de lesão em que se tem pele intacta ou não intacta com área localizada de vermelho escuro persistente não branqueável, descoloração marrom ou roxa ou separação da epiderme, revelando um leito da ferida escuro ou com flictena de sangue (Figura 10). Apresenta dor e mudanças frequentes na temperatura que precedem alterações na cor da pele. A descoloração pode parecer diferentemente em peles de pigmentação escura. Esta lesão resulta de forças de pressão intensa e prolongada e cisalhamento sobre a interface osso-músculo. A ferida pode evoluir rapidamente para revelar a real dimensão da lesão tecidual ou pode resolver sem perda tecidual. Se o tecido necrótico, subcutâneo, tecido de granulação, fáscia, músculo ou outras estruturas subjacentes são visíveis, isso indica uma LPP de espessura completa (não estadiável, estágio 3 ou 4) (NPUAP, 2016).

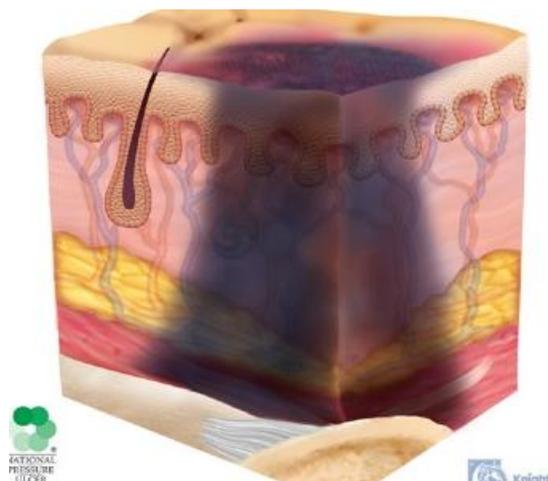


Figura 10: Lesão por Pressão tissular profunda. Fonte: NPUAP, 2016

Conduas profiláticas para a eliminação de pressão contínua e cisalhamento têm sido consideradas como essenciais para que se evitem as LPPs e o agravamento das mesmas (MORAES et al., 2016). Observa-se um aumento do custo hospitalar, à medida que fica mais complexo o estadiamento da lesão (MORAES et al., 2016).

Uma das formas de classificar o paciente em relação ao risco para desenvolvimento de LPP é por meio da aplicação de escalas de avaliação de risco. No ano de 2016, foi desenvolvida a Escala de Avaliação de Risco para o Desenvolvimento de Lesões Decorrentes do Posicionamento Cirúrgico (ELPO), cuja avaliação varia de 7 a 35 pontos, sendo valores maiores que 20 pontos um indicativo de maior risco para LPP. A aplicação da escala pode trazer subsídios para o planejamento e implementação das ações que previnam LPP e outras complicações (LOPES et al., 2016). Nota-se que a aplicação de escala de avaliação específica para pacientes cirúrgicos é necessária para a adoção de intervenções também específicas (TSCHANNEN et al., 2012).

A LPP, independentemente da sua origem, representa resultados negativos para os pacientes. Além desse dano, a lesão pode ocasionar dor, a necessidade de tratamentos adicionais ou nova cirurgia, aumento da estadia hospitalar, desfiguração ou cicatrizes, o aumento da morbidade e aumento de custos para a saúde (ARMSTRONG; BORTZ, 2001; PRICE et al., 2005). Além disso, o dano pode levar à insatisfação do paciente e a uma potencial situação litigiosa (SCHULTZ, 2005).

Aproximadamente 2,5 milhões de pacientes desenvolvem LPP por ano. Os custos relacionados ao tratamento das lesões variam de 9,1 bilhões de dólares a 11 bilhões de dólares, a cada ano nos Estados Unidos. Os custos individuais de assistência ao paciente variam de 20.900 dólares a 151.700 dólares por LPP. Estima-se que cerca de 60.000 pacientes

morram todos os anos em decorrência das LPPs (AGENCY FOR HEALTHCARE RESEARCH AND QUALITY, [2014]).

Vinte e três por cento das LPPs são adquiridas durante procedimentos intraoperatórios com duração maior que três horas, envolvendo custos estimados entre 750 milhões e 1,5 bilhão de dólares por ano nesse mesmo país (ARONOVITCH, 2007; BECKRICH, ARONOVITCH, 1999; HOSPITAL-ACQUIRED CONDITIONS, 2012).

Estudos apontam para incidências de lesões por posicionamento cirúrgico variáveis em todo o mundo. Embora existam evidências na literatura que apontem para uma incidência de LPP em populações de cuidados agudos entre 3% e 29%, a incidência de pacientes cirúrgicos é mais elevada, entre 12% e 35% (ARONOVITCH, 1999; SCHOONHOVEN; DEFLOOR; GRYPDONCK, 2002). Esta incidência aumentada está relacionada ao período prolongado de pressão ininterrupta combinada aos efeitos da anestesia (DYBEC, 2004; HEIZENROTH, 2001; HEIZENROTH, 2003; HOSHOWSKY, 1998; KELLER, 1999; MILLSAPS, 2006; O'CONNELL, 2006; TAYLOR; CAMPBELL 1999; TROIA, 2002; WILDE, 2004).

Estudo realizado com 1.543 pacientes submetidos a cirurgias de, no mínimo, três horas de duração de 33 estados norte-americanos encontrou incidência de LPP de 8,5% (95%; IC 6,1% a 10,9%) (ARONOVITCH, 1999). Esses valores foram maiores em países desenvolvidos, como a Itália, 12,7% (BULFONE et al., 2012), Suíça, 14,3% (LINDGREN et al., 2005) e a Holanda, 21,2% (SCHOONHOVEN; DEFLOOR; GRYPDONCK, 2002), todos esses realizados com pacientes cirúrgicos submetidos a cirurgias de grande porte.

Outros estudos realizados no exterior que avaliaram os fatores de risco relacionados à LPP em pacientes cirúrgicos evidenciaram incidências divergentes, das quais 12,2% em Portugal (MENEZES et al., 2013), 56,8% na Turquia (KARADAG; GÜMÜSKAYA, 2006), e incidências que variam de 12% a 45% em Chicago, Filadélfia e Ohio, nos Estados Unidos (GROUS; REILLY; GIFT, 1997; KEMP et al.; 1990; LEWICKI et al.; 1997).

Revisão sistemática que avaliou a incidência de lesões por pressão em pacientes cirúrgicos, entre os anos de 2005 a 2011, encontrou em 17 estudos avaliados incidências variando de 0,3% a 57,4%. Ao observar as incidências de acordo com as especialidades cirúrgicas, dois estudos que abordavam cirurgia cardíaca registraram incidências de 18%, três estudos sobre fratura de quadril apresentaram incidências de 22% e estudos realizados com pacientes cirúrgicos que precisavam de cuidados intensivos obtiveram incidência de 11%. Foi evidenciado um aumento da incidência geral, ao se comparar com estudos da década de 1990. Esse fato justifica-se pela realização de novas técnicas cirúrgicas, pelo aumento do número de

pacientes cirúrgicos e pela necessidade de os pacientes realizarem procedimentos de longa duração (CHEN; CHEN; XU, 2012).

Pesquisa realizada com procedimentos cirúrgicos cuja duração foi superior a quatro horas obteve uma incidência de 31,3% de lesões, sendo 21,2% em estágio I e 10,1% em estágio II (SCHOONHOVEN; DEFLOOR; GRYPDONCK, 2002). Estima-se uma prevalência de 8,5% de ocorrência de LPP em pacientes submetidos a procedimentos cirúrgicos superiores a três horas (O'CONNELL, 2006).

Estatísticas brasileiras relacionadas à obtenção da taxa de prevalência e incidência são pouco frequentes, com registros de algumas estimativas e estudos pontuais (regionais) (BORGES; FERNANDES, 2012; CARNEIRO; LEITE, 2011). Os números de casos e dados econômicos ainda são descritos de forma insuficiente para o país (BORGES; FERNANDES, 2012).

Pesquisa que evidenciou os principais fatores de risco para a ocorrência de lesão perioperatória por posicionamento cirúrgico em um hospital de clínicas do Triângulo Mineiro, Brasil, encontrou incidência de LPP de 74%, o que implica a necessidade da realização de intervenções pela equipe de enfermagem (BARBOSA; OLIVA; SOUSA NETO, 2011). No Estado de São Paulo, Brasil, pesquisas encontraram incidências menores, 20,6% (SCARLATTI et al.; 2011), 20,9% (CARNEIRO; LEITE, 2011) e 21,7% (LOPES et al., 2016). Nesses estudos, a maioria das lesões encontradas foram classificadas em estágio 1.

Observa-se que nem sempre a equipe de enfermagem leva em consideração as LPPs estágio 1, por considerá-las de menor gravidade. O que se deve atentar é que a presença desse tipo de lesão é um indicativo de possível complicação posterior, a qual deve ser devidamente notificada para que as condutas pós-operatórias sejam mais incisivas em relação à prevenção da piora da lesão e para o acompanhamento de sua evolução (CARNEIRO; LEITE, 2011).

Segundo a Associação Norte-Americana de Diagnósticos de Enfermagem (2015 – 2017), o diagnóstico de enfermagem “Risco de Lesão por Posicionamento Perioperatório” é definido como a vulnerabilidade a mudanças físicas e anatômicas inadvertidas em consequência de postura ou equipamento usado durante procedimento invasivo/cirúrgico, que pode comprometer a saúde. Apresenta como fatores de risco a desorientação, distúrbios sensoriais e perceptivos decorrentes da anestesia, edema, emaciação, fraqueza muscular, imobilização e obesidade (NANDA, 2015).

Cabe à enfermagem a implementação de um plano de cuidados individualizado que proporcione conforto e segurança ao paciente, durante o procedimento cirúrgico. Quando a

instituição não dispõe de infraestrutura tecnológica para esta finalidade, são necessárias medidas alternativas relacionadas ao cuidado (PICCOLI, 2000).

Frequentemente, esse diagnóstico é evidenciado na avaliação prévia dos pacientes cirúrgicos, sendo que, em algumas especialidades, esse pode ser observado em 100% dos pacientes (GALDEANO et al., 2003; MATOS; PICCOLI, 2004). Em estudo realizado por pacientes submetidos à cirurgia cardíaca, os fatores de risco relacionados ao diagnóstico foram a imobilização durante o procedimento cirúrgico, distúrbios sensoriais/perceptivos relacionados à anestesia e obesidade. Os estudos mostram que, quanto maior for o dano tissular, maior será o estágio de desenvolvimento da lesão e o custo de seu tratamento (MEDEIROS; LOPES; JORGE, 2009; NPUAP, 2016; SCHOONHOVEN; DEFLOOR; GRYPDONCK, 2002).

Dentre os principais fatores de risco que podem determinar tais impactos estão fatores extrínsecos, intrínsecos e específicos do intraoperatório. Em relação aos fatores intrínsecos do paciente estão: idade, o índice de massa corporal (IMC) (LOPES; GALVÃO, 2010; NIXON et al.; 2006), a hipotermia, a presença de morbidades ou alterações séricas no pré-operatório (LOPES; GALVÃO, 2010), imobilidade ou níveis de atividade reduzidos, febre, insuficiência alimentar (deficiência proteica e anemia) (ALLMAN et al., 1986; ARMSTRONG; BORTZ, 2001; BAUMGARTEN et al.; 2008; BERLOWITZ; WILKING, 1989; BRANDEIS, 1990; GURALNIK et al., 1988; LYDER; AYELLO, 2008; LYDER et al., 1998; PIEPER, 2007; WALTON-GEER, 2009), edema generalizado, instabilidade hemodinâmica, comorbidades crônicas (*diabetes mellitus*, doença renal, cardiovascular, neuromuscular, do tecido conjuntivo e da pele, imunossupressão, dentre outras), infecção, história de LPP, história de tabagismo ou fumante atual (ALLMAN et al., 1986; ARMSTRONG; BORTZ, 2001; BERLOWITZ; WILKING, 1989; BRANDEIS, 1990; GURALNIK et al., 1988; LYDER; AYELLO, 2008; LYDER et al., 1998; PIEPER, 2007; POSTHAUER, 2007; ROEDER et al., 2005, WALTON-GEER, 2009). Apesar de não ser descrito como fator de risco, o sexo masculino apresentou maior LPP ($X^2= 6,984$, $p=0,030$) (PRIMIANO et al., 2011).

Dentre os fatores extrínsecos estão exposição à pressão, ao cisalhamento, à fricção, ao calor e à umidade (ARMSTRONG; BORTZ, 2001; ARONOVITCH, 1998; HUANG; CHEN; XU, 2013; LYDER; AYELLO, 2008; PRIMIANO et al., 2011; SCHOUCHOFF, 2002).

Os fatores relacionados ao procedimento intraoperatório envolvem o uso de medicamentos, por exemplo, esteroides, drogas vasoativas; (ARMSTRONG; BORTZ, 2001; LOPES; GALVÃO, 2010; PIEPER, 2007; POSTHAUER, 2007), anestésicos e sedativos, a imobilidade, o tempo cirúrgico prolongado (ARMSTRONG; BORTZ, 2001; LOPES;

GALVÃO, 2010), o tipo de posicionamento, o uso de dispositivos de proteção ou de aquecimento e a hemodinâmica intraoperatória (pressão diastólica inferior a 60 mmHg), a exposição corporal com redução da temperatura corporal (ARMSTRONG; BORTZ, 2001; WALTON-GEER, 2009) e o uso de circulação extracorpórea (SEWCHUK; PADULA; OSBORNE, 2006).

O tipo de anestesia influenciará no grau de depressão do sistema nervoso que deprime os receptores da dor e relaxa os músculos (DYBEC, 2004; HEIZENROTH, 2001; HOSHOWSKY, 1998; KELLER, 1999; MILLSAPS, 2006; O'CONNELL, 2006; TAYLOR; CAMPBELL 1999; TROIA, 2002; WILDE, 2004), assim os mecanismos de defesa do paciente não oferecem mais a proteção contra pressão, estiramento, esforço muscular e/ou danos articulares decorrentes da angulação exarcebada do membro (HEIZENROTH, 2001).

Cada posição cirúrgica implica em algum grau de risco, o que se torna ampliado ao considerar que o paciente está anestesiado, isto é, sem resposta fisiológica do organismo no que concerne à proteção contra lesões (KNIGHT; MAHAJAN, 2004; LANDI *et al.*, 2013; LOPES, 2009; MCEWEN, 1996; PASCHAL-JR; STRZELECKI, 1992; RICKER, 1997; WALTON-GEER, 2009).

A exposição do paciente a tempo cirúrgico prolongado, associada ao posicionamento fixo, pode ocasionar pontos de pressão óssea com a mesa cirúrgica e acarretar lesões de pele no paciente, bem como mal-estar, dores e dificuldade de movimentação devido às alterações no sistema musculoesquelético, além de comprometer sistemas vitais do organismo (EL-HADDAWAI; ABU-ZIDAN; JONES, 2002; GOOD *et al.*, 2006; GROUS; REILLY; GIFT, 1997; HEIZENROTH, 2001; HEIZENROTH, 2007; KEMP; KEITHLEY; SMITTH, 1990; KNIGHT; MAHAJAN, 2004; O'CONNELL, 2006).

O tempo operatório cirúrgico prolongado, a idade avançada e complicações intraoperatórias aumentam o risco de lesões por posicionamento (CLAYTON, 2008; EL-HADDAWAI; ABU-ZIDAN; JONES, 2002).

Alguns fatores de risco para LPP relacionados ao procedimento não podem ser alterados, como o tipo de posicionamento necessário para a realização da intervenção cirúrgica e o tempo necessário para a realização do procedimento. Como estratégia de prevenção das LPPs, a redução da pressão, por meio do uso de colchão especial, pode ser o método mais adequado para a prevenção das lesões, durante o período intraoperatório (DEFLOOR; SCHUIJMER, 2000).

A obesidade representa um fator de risco, uma vez que esses pacientes apresentam pouca vascularização do tecido gorduroso, levando a procedimentos cirúrgicos mais

demorados, à maior facilidade do trauma do tecido operado e à dificuldade de realizar hemostasia adequada (OLIVEIRA, 2003).

A presença de comorbidades, como *diabetes mellitus*, câncer, insuficiência renal, níveis baixos de hematócrito e hemoglobulina no pré-operatório, doenças vasculares, cardíacas podem prejudicar a perfusão dos tecidos (DYBEC, 2004; HOSHOWSKY, 1998; KELLER, 1999; MILLSAPS, 2006; O'CONNELL, 2006; PIEPER, 2007; POSTHAUER, 2007; TAYLOR; CAMPBELL 1999; TROIA, 2002; WILDE, 2004).

Estudo de coorte, que avaliou fatores de risco intrínsecos, extrínsecos e relacionados ao procedimento que predisporiam à formação de LP em pacientes cirúrgicos, apresentou como resultados que o IMC, a pontuação em escala de risco (Braden), ter *diabetes mellitus*, maior risco de mortalidade, uso de vasopressor e o tempo cirúrgico estiveram associados à formação de lesão (TSCHANNEN et al., 2012).

O aumento em um ponto no IMC esteve associado à redução do risco em 0,97. Observou-se, também, uma correlação do escore de Braden com o risco de lesão, na qual o aumento em um ponto na escala reduziu o risco de lesão para 0,89. Pacientes com *diabetes mellitus* apresentaram 49% mais probabilidade de LPP. O uso de vasopressor aumentou o risco em 33%. O tempo na sala de operação aumentou o risco em 1,07 ($p < 0,001$), e o risco de mortalidade, considerado o fator que apresentou maior relação, apresentou risco de 2,32 ($p < 0,001$). A idade não esteve relacionada ao risco de lesão (TSCHANNEN et al., 2012).

Alguns fatores podem estar relacionados com a etiologia da lesão, dentre eles a tolerância do tecido à pressão e cisalhamento, que pode ser afetada pelo microclima (calor e umidade), nutrição, perfusão, doenças associadas e condição do tecido (NPUAP, 2016).

As LPPs são causadas pela compressão do tecido mole entre uma proeminência óssea e uma superfície externa a qual o paciente está sobreposto (KOSIAK, 1959; LEE; OSTRANDER, 2005; PIEPER, 2007). As áreas de lesão estão diretamente relacionadas ao mau posicionamento cirúrgico, ao uso inadequado dos recursos de proteção e acessórios de posicionamento (CARNEIRO; LEITE, 2011).

A duração da pressão, fatores intrínsecos e fatores extrínsecos aumentam o risco de formação de LPP (SCHULTZ, 2005). No entanto, o aumento da pressão de interface na pele é considerado o principal mecanismo causador das lesões (KOSIAK, 1961; LINDAN, 1961; SCHULTZ, 2005).

Quando a pressão externa excede pressão de enchimento capilar normal, que é de aproximadamente 32 mmHg, o fluxo sanguíneo local é ocluído, causando isquemia e necrose do tecido e subsequentemente da pele e tecidos subcutâneos. O tecido muscular é mais

sensível à pressão do que a pele; sendo que seu tecido subjacente pode tornar-se necrótico em alguns casos (KOSIAK, 1959; LEE; OSTRANDER, 2005; PIEPER, 2007; PRIMIANO et al., 2011).

A medição da pressão de interface é utilizada para avaliar as propriedades de alívio de pressão em determinadas SSs (SHELTON; LOTT, 2003). Pesquisa de revisão evidenciou que os estudos apresentaram resultados médios de pressão excedentes a 32 mmHg para todas as classificações nutricionais, durante períodos diferenciados. A pressão de interface associada a cada SS pode ser tolerada sem lesão isquêmica por um período de quatro a seis horas para alguns pacientes (SCHULTZ, 2005).

Embora as taxas de fluxo sanguíneo e linfático fisiológicos variem entre os indivíduos, as pressões capilares podem aumentar e atingir até 150 mmHg, durante o procedimento, e não ser aliviada com a manutenção da posição (AORN, 2016).

Existe uma grande probabilidade de que as lesões ocorram em até 72h do término do procedimento cirúrgico (PAPANTONIO; WALLOP; KOLODNER, 1994). Pesquisa aponta que uma pressão de 70 mmHg aplicada na pele, durante aproximadamente duas horas, produz lesão tecidual (KOSIAK, 1959).

Algumas relações entre pressão e tempo devem ser levadas em consideração. Tanto a permanência de uma baixa pressão por longos períodos de tempo, quanto alta pressão por períodos curtos podem iniciar o processo de ruptura dos tecidos (KING; BRIDGES, 2006; PRICE et al., 2005).

Além desses fatores, a capacidade intrínseca da pele e de tecidos moles para suportar carga prolongada ou excessiva deve ser levada em consideração. Se ocorrer uma diminuição da resiliência intrínseca da pele, pressões baixas também podem aumentar o risco de lesão. O microclima é um dos fatores que pode alterar a tolerância dos tecidos, quando ocorre alteração da temperatura e da umidade da pele. Tanto extremos de temperatura quanto de umidade aumentam a vulnerabilidade dos tecidos à LP (CLARK; BLACK, 2011; YUSUF et al., 2015).

A temperatura da superfície da pele pode ser mensurada com o paciente ainda em contato com a superfície ou imediatamente após o deslocamento do contato com a superfície. Instrumentos específicos de medida podem quantificar a umidade da pele, como o uso de higrômetro ou métodos de avaliação da passagem de corrente elétrica pela pele por meio da condução da água. Porém, a avaliação da umidade pode ser mais subjetiva, com o uso do item umidade da Escala de Braden (CLARK; BLACK, 2011; YUSUF et al., 2015).

Lesões isquêmicas ocorrem com maior frequência ao longo de proeminências ósseas. Em decúbito dorsal, os locais mais vulneráveis compreendem as regiões occipital, escapular,

olecrano, sacral, tuberosidade isquiática e calcânea (KOSIAK, 1959). Estudo realizado com pacientes submetidos à cirurgia cardíaca encontrou maior frequência das lesões em região sacral (47,62%). Essa região é mais propensa à lesão por ser um ponto central de distribuição de pressão nesse decúbito (CARNEIRO; LEITE, 2011).

Na posição lateral, o ouvido, processo acrômio, crista ilíaca, trocânter maior, lateral do joelho e região maleolar são as regiões comprometidas de maior preocupação (KOSIAK, 1959). As regiões sacral e calcânea são as mais acometidas nesse caso, com incidências de 70% e 12%, respectivamente (ENGELS et al., 2016).

As LPPs podem aparecer horas depois do procedimento cirúrgico. Alguns pesquisadores consideram que essa ocorrência está relacionada ao procedimento até o terceiro dia de pós-operatório (ARMSTRONG; BORTZ, 2001; SHOEMAKER; STOESSEL, 2007) ou até o sétimo dia de pós-operatório (ARONOVITCH, 1999).

A necessidade de avaliação do paciente, nos primeiros dias de pós-operatório, com o foco na manifestação da LPP é recomendada para que esses valores não fiquem subestimados (AORN, 2017; SCHOONHOVEN et al., 2002).

As diretrizes clínicas atuais recomendam que cuidados de alta qualidade envolvam monitoramento pós-operatório. Os enfermeiros devem comunicar quaisquer alterações relacionadas ao posicionamento do paciente ou fatores que podem aumentar o risco de LPP, para que possam continuar monitorando áreas de preocupação (PUTNAN, 2017).

Pesquisa longitudinal que avaliou 102 pacientes submetidos à cirurgia de grande porte em quatro momentos, sendo eles no pré-operatório, no pós-operatório imediato e no terceiro e sexto dias de pós-operatório encontrou maior incidência de lesões no terceiro dia de pós-operatório (46,1%) (BULFONE et al., 2012).

O surgimento tardio da lesão pode significar para os profissionais de centro cirúrgico que as medidas preventivas adotadas geraram resultados positivos, o que pode não ser o ocorrido (DEFLOOR; SCHUIJMER, 2000).

Existe a necessidade do desenvolvimento de estratégias para a implementação de ações efetivas que auxiliem e direcionem os profissionais de saúde na detecção dos riscos e empregá-las na prática clínica, implicando a prevenção de complicações ou a solução destas em tempo adequado (LOPES, 2013).

Para minimizar potenciais riscos decorrentes do posicionamento cirúrgico, o cuidado do paciente depende da integração de ações no pré, intra e pós-operatório de toda a equipe cirúrgica e de enfermagem (BOLTON; SPENCER, 2006). A avaliação constante dos fatores

de risco e a adoção do uso de dispositivos de proteção são exemplos dessas ações (CAPELA; GUIMARÃES, 2009; ZAGO, 2005).

Estudo realizado com pacientes cirúrgicos em um hospital de ensino do Estado de Minas Gerais, Brasil, evidenciou que a reduzida utilização de protetores durante o posicionamento cirúrgico, não adotar protetores específicos para o controle da temperatura corpórea, tempo prolongado dos procedimentos foram os principais fatores extrínsecos relacionados à ocorrência de LPP (BARBOSA; OLIVA; SOUSA NETO, 2011).

Várias condutas são utilizadas para que se possa reduzir a exposição dos pacientes aos agentes lesivos no período intraoperatório, dentre elas estão o uso de novos equipamentos, condutas assistenciais inovadoras, aperfeiçoamento de medicamentos e o uso de novos recursos tecnológicos para a proteção do paciente (GUIDO; LEITE; SILVEIRA, 2007).

É necessária a preocupação crescente dos profissionais de saúde capacitados para acompanhar o desenvolvimento tecnológico e assistencial de saúde. A busca de novas evidências reflete na preocupação dos profissionais da saúde em garantir cada vez mais a melhoria da qualidade da assistência prestada e evitar riscos à segurança do paciente (KUWABARA; EVORA; OLIVEIRA, 2010; NILSSON et al., 2010).

O posicionamento correto e seguro do paciente implica na utilização de apoios e coxins, bandagens macias, diminuição da altura durante a elevação das pernas, o cuidado da equipe cirúrgica para não apoiar sobre os membros inferiores do paciente, evitando pressão adicional e a manutenção do posicionamento, durante o período absolutamente necessário (AORN, 2017; WILDE, 2004).

Deve-se evitar o uso indiscriminado de coxins, almofadas ou cobertores, ao posicionar o paciente, pois esses podem causar pressão adicional e diminuem a eficácia do uso de recursos de proteção. O excesso de materiais pode ser maléfico em algumas situações, elevando a pressão nas proeminências, acima de 32 mmHg, e aumentando os riscos a que o paciente está exposto (AORN, 2008; WALTON-GEER, 2009).

Os recursos de proteção no posicionamento do cliente no intraoperatório asseguram a manutenção da integridade da pele e das pressões osteoarticulares e neuromusculares. Objetiva evitar atritos ou estiramentos neuromusculares, compressão, contato com o metal da mesa e outros danos, evitando-se assim lesões da pele, como as LPPs e queimaduras ocasionadas pelo uso do bisturi elétrico (URSI, 2005).

A responsabilidade da escolha da SS é do enfermeiro. O dispositivo deve ser escolhido de acordo com as necessidades do paciente e o tipo de cirurgia. Cabe ao enfermeiro manter o paciente na posição correta e garantir que as SSs estejam disponíveis, limpas, livres de

arestas, acolchoadas apropriadamente e em bom estado de funcionamento (AORN, 2017; LOPES, 2009).

Existem vários tipos de dispositivos diferentes que são utilizados para reduzir a pressão de proeminências ósseas em mesa cirúrgica. A redistribuição da pressão do corpo do paciente, especialmente em proeminências ósseas, consiste na principal característica de segurança dos dispositivos de posicionamento. As SSs são redutores de pressão da interface tecidual, sendo essa menor à medida que aumenta a área em que a força foi aplicada. A redistribuição de pressão é influenciada pelas características mecânicas e físicas dos componentes das SSs e pela anatomia do corpo do paciente (PULIDO; SANTOS, 2010).

Dentre as várias SSs disponíveis, houve uma padronização da terminologia pela *National Pressure Ulcer Advisory Panel* (2007), traduzida por Pulido e Santos (2010a), sendo: ar (superfícies compostas por células que podem ser infladas alternadamente ou não), espuma (propriedade de voltar ao seu formato original, com altura e densidade limitadas), sendo espumas de alta e baixa densidade, espuma elástica, viscoelástica e gel; água (superfícies compostas de água que devem ser aquecidas para evitar hipotermia), fluido viscoso (substância gelatinosa com maior resistência à pressão), ar fluidizado, pressão alternada e baixa perda de ar.

Diretriz atualizada recomenda posicionar pacientes perioperatórios em SS que redistribuem a pressão e inclui uma discussão detalhada das propriedades das diferentes superfícies disponíveis. Para pacientes de alto risco, recomenda-se o uso de superfícies de espuma reativa de alta especificação para minimizar o risco de LPP (AORN, 2017).

Além das SSs citadas anteriormente, existem outros dispositivos descritos na literatura, porém de uso menos comum, como os colchões de fibra e de pele de carneiro (MCINNES et al., 2011).

As SSs são classificadas em sistemas dinâmicos que requerem uma fonte de energia para alternar os pontos de pressão, e sistemas estáticos que dependem da redistribuição da pressão sobre um tipo de superfície e não requerem fonte de energia (SIMMS; TERRY, 2005).

Os colchonetes utilizados como recurso de proteção, entre a mesa cirúrgica e o cliente durante o procedimento anestésico-cirúrgico, podem ser classificados como estáticos, sendo que os produzidos à base de espuma, e aqueles à base de gel são considerados de baixa eficácia na prevenção de lesões de pele por pressão. Os dispositivos estáticos à base de fluido são considerados eficazes na prevenção de lesões de pele, porém, sem indicação para uso em sala de operações, uma vez que impossibilita a manutenção da posição cirúrgica, altera o

tempo de cirurgia, bem como interfere significativamente no posicionamento do cliente na mesa (BENTLIN et al., 2012).

Um fato preocupante evidenciado na literatura é a reduzida utilização de SS nos pacientes cirúrgicos. Sabe-se que as questões políticas, econômicas e sociais, enfrentadas pela saúde no país, não permitem que muitos serviços públicos disponibilizem esses tipos de recursos tecnológicos, o que certamente interfere nos resultados da qualidade da assistência (BARBOSA; OLIVA; SOUSA NETO, 2011). Deve-se levar em conta a necessidade de novos estudos, com a utilização de produtos nacionais mais econômicos que favoreçam a adoção de novas tecnologias na promoção da segurança do paciente.

2.5 SUPERFÍCIES DE SUPORTE NA PREVENÇÃO DE COMPLICAÇÕES DECORRENTES DO POSICIONAMENTO CIRÚRGICO

Os dispositivos mais utilizados em centro cirúrgico são os estáticos, devido à necessidade de manutenção da estabilidade do campo operatório, durante o procedimento cirúrgico (LOPES, 2013). Esses dispositivos são utilizados para manter o paciente em posição adequada ao procedimento como para apoiar membros, cabeça e anexos ao organismo em posições seguras (BRIENZA; GEYER, 2000).

Os dispositivos à base de polímero viscoelástico são considerados os que melhor oferecem benefícios ao paciente, especialmente em populações idosas, com comorbidades como doença vascular e em procedimentos com mais de duas horas de duração (AORN, 2010).

A utilização de dispositivos estáticos à base de polímeros viscoelásticos secos e colchão a ar apresentam resultados eficazes na prevenção de LPP, sendo consideradas alternativas adequadas no alívio da pressão de interface (URSI, 2005).

Existem várias SSs descritas na literatura, no entanto, são poucas as evidências disponíveis sobre as características de redução de pressão das mesmas (KING; BRIDGES, 2006).

Para levantar as principais evidências relacionadas às SSs, foi realizado um estudo de revisão integrativa da literatura com o objetivo de avaliar as evidências científicas disponíveis na literatura sobre os tipos de SSs utilizados na prática cirúrgica intraoperatória para a prevenção de LPP por posicionamento cirúrgico. Como questão norteadora, foram utilizados os questionamentos: Quais as SSs atualmente utilizadas em pacientes cirúrgicos durante o período intraoperatório para prevenir a LPP? Qual é a incidência de LPP intraoperatória? Qual

efeito do uso das SSs sobre as pressões de interface no tecido? Qual a eficácia das várias SSs na redução de LPP? Qual é o custo benefício do uso de SS?

As bases de dados utilizadas para a seleção das evidências incluíram a Biblioteca Cochrane e os Arquivos Biomédicos Digitais e Ciências da Saúde dos Institutos Nacionais de Saúde dos EUA (PubMed), Web of Science, Scopus, Literatura Latino-Americana e do Caribe em Ciências da Saúde (LILACS) e *Cumulative Index to Nursing and Allied Health Literature* (CINAHL).

A seleção dos termos de busca foi adaptada às ferramentas de busca de cada banco de dados, utilizando os termos MeSH para pesquisar nas bases de dados PubMed, Web of Science, Scopus, CINAHL e Cochrane e os termos dos Descritores em Ciências da Saúde (DeCS) para LILACS. Os seguintes termos foram utilizados como descritores: pacientes cirúrgicos, superfícies de apoio, cuidados perioperatórios, posicionamento do paciente e úlcera por pressão. Os termos foram isolados, analisados e combinados com a ajuda dos operadores booleanos "AND" e "OR" entre os descritores e entre seus sinônimos. Vale ressaltar que nem todos os descritores foram usados em todas as bases de dados por causa da divergência de nomenclatura. A estratégia agrupou os descritores em dois e três termos.

Os critérios de inclusão para os artigos foram aqueles publicados em português, inglês ou espanhol, entre os anos de 1990 e 2016. Artigos que não possuíam acesso do texto integral, que abordassem SSs utilizadas em pacientes cirúrgicos no pós-operatório, que não abrangessem o intraoperatório, ou não especificaram as SSs utilizadas foram excluídos. Os estudos foram classificados utilizando-se a hierarquia de evidências do Sistema de Classificação para a Hierarquia de Evidências para Intervenção/Tratamento (MELNYK & FINEOUT-OVERHOLT, 2005).

Um total de 233 documentos potencialmente relevantes foi identificado nas seis bases de dados investigadas. Após a leitura dos textos completos, foram excluídos 192 artigos por não abordarem SS ou por serem realizados em um ambiente diferente do intraoperatório. Três documentos não estavam disponíveis em texto completo. Excluindo 19 duplicações, houve um total de 18 itens para análise. O processo de seleção de estudos é ilustrado na Figura 11, por meio do fluxograma PRISMA (LIBERATI et al., 2009; MOHER et al., 2009).

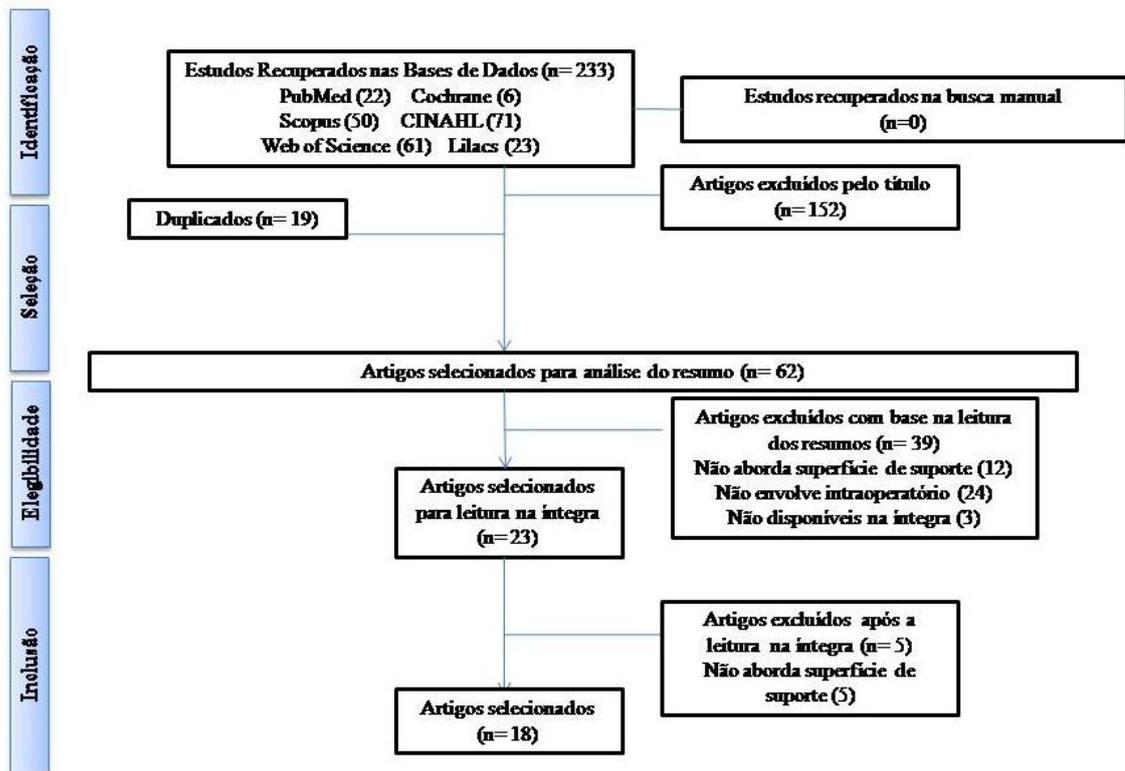


Figura 11: Fluxo de seleção dos artigos da revisão, segundo o PRISMA. Uberaba (MG); 2017.

Uma tabela de extração de dados foi projetada para reunir informações dos estudos. Para a análise dos estudos, utilizou-se um instrumento composto dos seguintes itens para extrair dados relevantes: nome da pesquisa, nomes dos autores e afiliações acadêmicas, locais de estudo, nomes de revistas, projetos de pesquisa, níveis de evidência (MELNYK & FINEOUT-OVERHOLT, 2005), intervenções realizadas, populações e amostras, resultados, recomendações e limitações dos estudos. As variáveis correspondentes a essas características de pesquisa foram apresentadas nos Quadros 1 e 2.

Dois pesquisadores sintetizaram os achados de forma independente. Quando não houve consistência nos resultados sintetizados, uma discussão entre os investigadores foi conduzida para chegar a um consenso. As informações extraídas foram tabuladas para síntese de dados.

Foi decidido incluir todos os estudos, independentemente do seu nível de evidência, devido às limitações dos dados encontrados. No entanto, a avaliação da qualidade e as limitações dos estudos foram apresentadas. As revisões sistemáticas foram submetidas à análise de qualidade metodológica Classificação das Recomendações Avaliação, Desenvolvimento e Avaliação (GRADE) (GUYATT et al., 2011). Neste método, a evidência pode ser classificada com um escore variando de um a quatro, indicando níveis de evidência

muito baixos, baixos, moderados ou altos, respectivamente. Os itens que interferem na avaliação da pontuação são limitações metodológicas, inconsistência, evidência indireta, imprecisão e viés de publicação.

Os ensaios clínicos randomizados foram submetidos à análise de qualidade metodológica proposta por Jadad et al. (1996). A avaliação de Jadad varia de um a cinco pontos. Os critérios de avaliação referem-se à existência de randomização descrita no estudo, se o método de randomização foi adequado, se o mascaramento do estudo foi mencionado e se foi adequado, e um ponto relacionado à contagem de todos os pacientes.

Os demais estudos foram avaliados de acordo com suas limitações de pesquisa.

Quanto ao nível de evidência, quatro artigos (22,2%) foram classificados como Nível de Evidência I (revisão sistemática com e sem meta-análise); quatro (22,2%) como Evidência Nível II (ensaio clínico randomizado controlado); dois (11,1%) como Nível de Evidência III (ensaio clínico controlado sem randomização); um (5,6%) como Nível de Evidência IV (estudo de coorte); e dois (11,1%) como Nível de Evidência VI (estudo observacional). Os demais trabalhos foram revisão integrativa da literatura (27,8%). O Quadro 1 apresenta um resumo dos estudos.

Quadro 1 – Artigos resumidos de acordo com a categoria temática. Uberaba (MG); 2017.

Categoria	Referência e Tipo de Estudo*	Objetivos	Amostra (n)	Resultados
Descrição das SS	Armstrong & Bortz, 2001 Revisão Integrativa da Literatura	Elaborar uma síntese do conhecimento relacionada aos artigos que examinaram a relação entre LPP em pacientes cirúrgicos e tipos de SS.	14 estudos relacionados ao período intraoperatório. (Bases de dados CINAHL e Medline)	O uso de qualquer dispositivo de alívio de pressão é eficaz na prevenção de LPP quando comparado com a MOP. As almofadas de gel reduzem a pressão de interface, mas é menos eficiente que os colchões de ar. Os dispositivos de espuma são considerados com menor capacidade de redução de pressão. Colchões de ar estático foram os mais recomendados.
	Schultz, 2005 Revisão Integrativa da Literatura	Discutir evidências que apoiem o uso de medidas preventivas	10 estudos relacionados ao período intraoperatório. (bases de dados	O polímero seco viscoelástico foi significativamente mais eficaz na redução da incidência de LPP quando comparado com a MOP. Nenhuma diferença significativa na eficácia de

		intraoperatórias para diminuir a incidência de LPP perioperatória.	CINAHL e Medline)	colchões de ar alternados e sobreposições de gel na prevenção de LPP. Os colchões de ar alternados foram mais eficazes do que as sobreposições de gel na prevenção de LPP.
	Ursi & Galvão, 2006 Revisão Integrativa da Literatura	Avaliar as evidências disponíveis sobre intervenções de cuidados de enfermagem eficientes para a prevenção de LPP em pacientes cirúrgicos.	14 estudos relacionados ao período intraoperatório. (Bases de dados CINAHL e Medline)	Os dispositivos utilizados para diminuir a pressão de interface durante o procedimento cirúrgico foram estáticos e dinâmicos. Entre os dispositivos estáticos estavam: colchões de espuma, gel, polímero seco viscoelástico, colchões de ar ou fluidos e almofadas de espuma e gel. O dispositivo dinâmico utilizado foi um colchão de ar micropulsante.
	Walton-Geer, 2009 Revisão Integrativa da Literatura	Revisar as práticas atuais, incluindo as práticas recomendadas pela AORN, sobre os esforços de prevenção de LPP em pacientes cirúrgicos.	Práticas recomendadas pela AORN	Espuma, ar estático, gel e ar dinâmico são tipos comuns de sobreposições. O polímero viscoelástico impede o cisalhamento, suporta o peso. Os colchões de pressão alternada produzem pressões altas e baixas alternadas com períodos de diminuição de alta pressão. Colchões de baixa perda de ar são sacos de ar através dos quais o ar quente passa. Os colchões de ar fluidizado contêm pequenos grânulos revestidos de silicone para estimular a circulação e distribuir uniformemente o peso.
	Lopes & Galvão, 2010 Revisão Integrativa da Literatura	Buscar e avaliar evidências disponíveis na literatura sobre cuidados de enfermagem relacionados ao posicionamento cirúrgico de pacientes adultos no período intraoperatório.	20 estudos totais. Um estudo relacionado às SS. (Bases de dados PubMed, LILACS e CINAHL)	Não houve diferença estatisticamente significativa entre o grupo experimental (dispositivos viscoelásticos) e o controle (cuidado usual).

Incidência de LPP Perioperatória	Bulfone et al., 2012 Longitudinal/VI	Descrever a incidência de LPP, fatores de risco e estratégias utilizadas na prevenção intraoperatória de LPP.	n=102 Cirurgia geral, cardíaca, vascular, plástica e neurocirurgia	Dispositivos a base de gel, poliuretano e a base de espuma apresentaram incidências de LPP de 34,3%, 16,7% e 42,2%, respectivamente.
	Nixon et al., 1998 Ensaio Clínico Controlado Randomizado (ECCR)/II	Para comparar a incidência de LPP em pacientes na MOP e SS de polímero viscoelástico seco.	N = 446 pacientes de cirurgia geral, vascular e ginecológica	O grupo experimental apresentou incidência de lesão de 11%, enquanto o grupo controle apresentou incidência de 20% (OR = 0,46; p = 0,01).
Pressão do Tecido	McInnes et al., 2011 Revisão Sistemática / I	Comparar o grau em que SS aliviam a pressão de interface, reduzindo assim a incidência de LPP, em comparação com a MOP.	53 estudos, 5 relacionados ao período intraoperatório. Cirurgias variadas.	Um estudo foi interrompido por razões éticas, e os outros estudos compararam MOP com sobreposição viscoelástica de 4 cm aquecida, colchão micropulsante, polímero seco viscoelástico e espuma de alta especificação. Colchões micropulsantes e polímero seco viscoelástico obtiveram melhores resultados que a MOP.
	King & Bridges, 2006 Experimental Laboratorial / III	Determinar a pressão de pico em MOP, sobreposição de espuma e almofada de gel.	Amostra de conveniência (4 homens e 7 mulheres), voluntários saudáveis (medidas repetidas)	A pressão foi significativamente menor em MOP (59 mmHg) ou sobreposição de gel (61 mm Hg) em comparação com a espuma (88 mmHg). Na posição lateral, a espuma apresentou maior pressão de interface relacionada ao gel. A espuma obteve menor valor de pressão no calcanhar.
	Defloor & Schuijmer, 2000 Experimental Laboratorial / III	Avaliar a pressão de interface em colchões de MOP, espuma, gel, poliéter viscoelástico e poliuretano viscoelástico.	Amostra de conveniência de 36 voluntários eutróficos, saudáveis	Houve uma redução de 10 a 18 mmHg na pressão de interface, exceto para colchões de espuma. O poliuretano foi mais eficaz, seguido por poliéter (p = 0,001) e gel. Embora reduzida, a pressão ainda excede a pressão de enchimento capilar média.

	Kirkland-Walsh et al., 2015 Descritivo Comparativo/ VI	Avaliar a pressão de interface média, a pressão de interface de pico e a área de contato com a pele em quatro superfícies.	Amostra de 49 voluntários saudáveis (medidas repetidas)	Compararam-se as superfícies (espuma viscoelástica com três camadas, almofadas de assento estáticas de ar-infladas, que foram usadas sob a área sacral e colocada sobre a MOP, copolímero de gel associado com espuma de alta densidade e superfícies cirúrgicas simulando imersão de fluido) Houve diferença na pressão de interface ($p < 0,001$), exceto quando comparado o segundo e o quarto dispositivos.
	Blaylock & Gardner, 1994 Transversal	Determinar as diferenças entre as médias dos níveis de pressão de interface entre colchões com três camadas de espuma de duas polegadas e MOP.	N = 20 pacientes de cirurgia vascular	Não houve diferença significativa, apesar da tendência para menor LPP com o uso da SS de 3 camadas.
Comparar SS	McInnes et al., 2012 / 2015 Revisão Sistemática / I	Avaliar se o uso de SS reduziu a incidência de LPP em comparação com a MOP.	54 estudos, 5 relacionadas ao período intraoperatório. Cirurgias variadas.	Os resultados são semelhantes à revisão sistemática anterior.
	Huang et al., 2013 Revisão Sistemática / I	Agrupar as evidências sobre a redistribuição da pressão em SS em relação à MOP e avaliar a incidência de LPP.	10 estudos, 5 relacionados ao período intraoperatório. Cirurgias variadas.	A análise de cinco estudos que utilizaram SS no intraoperatório apresentou OR de 0,59 (IC 95% 0,34 a 1,01; $p = 0,05$) não encontrando uma prevenção estatisticamente significativa. Para as SS utilizadas nos períodos intraoperatório e pós-operatório, o OR foi CI 12:20 (95% 0,06 a 0,73; $p = 0,01$), estatisticamente significante.
	Feuchtinger et al., 2006 ECCR / II	Comparar a espuma de revestimento viscoelástica de 4	N = 175 pacientes de cirurgia cardíaca	O estudo foi interrompido por razões éticas, pois a incidência de lesões foi de 17,6% no grupo de intervenção e de 11,1% no grupo controle.

		cm aquecida com MOP.		
Custo Benefício	Iglesias et al., 2006 ECCR / II Estudo Multicêntrico	Avaliar a rentabilidade do uso de colchões de pressão alternados associados à sobreposição de pressão alternada.	N = 1972 Pacientes com mobilidade física diminuída, incluindo pacientes cirúrgicos	10,3% dos pacientes que usaram colchões de pressão alternada desenvolveram LPP. Dos que utilizaram sobreposições de pressão alternadas, 10,7% apresentaram LPP.
	Ba Pham et al., 2011 Coorte Retrospectiva / IV	Comparar a relação custo-eficácia do polímero viscoelástico em relação à MOP.	N = 196 pacientes posicionados em posição supina ou litotomia por mais de 90 minutos.	Houve uma redução na incidência de LPP usando superfícies de apoio, mostrando uma redução nos custos estimados em US \$ 46 por paciente.

* Nível de Evidência

Os resultados foram agrupados em cinco categorias. A primeira dispõe os estudos que descreveram as SSs.

Foram encontradas cinco (33,3%) revisões integrativas da literatura, realizadas em 2001 (ARMSTRONG & BORTZ, 2001); 2005 (SCHULTZ, 2005); 2006 (URSI & GALVÃO, 2006); 2009 (WALTON-GEER, 2009) e 2010 (LOPES & GALVÃO, 2010). Os objetivos desses estudos foram coletar evidências sobre os cuidados de enfermagem relacionados ao posicionamento cirúrgico (LOPES & GALVÃO, 2010), analisar as recomendações atuais de prevenção de LPP da AORN (WALTON-GEER, 2009) e levantar os fatores de risco e intervenções eficazes para a prevenção de LPP relacionadas ao posicionamento cirúrgico (ARMSTRONG & BORTZ, 2001; SCHULTZ, 2005; URSI & GALVÃO, 2006).

Nesses estudos de revisão, várias SSs foram citadas e recomendadas para uso em pacientes cirúrgicos para prevenir lesões. Estes incluíam espuma de vários tamanhos, profundidade e densidade; colchões de ar estático (deve ser inflado periodicamente); colchões à base de gel (polímero viscoelástico) que impedem o cisalhamento e suportam o peso. Este último tem obtido resultados satisfatórios com várias populações. Foram também descritos dispositivos de ar dinâmico que incluem um sistema para inflar e desinflar o colchão, mas

estes são pouco utilizados no ambiente cirúrgico, pois causam mobilidade durante a cirurgia e potenciais problemas elétricos e assépticos (ARMSTRONG & BORTZ, 2001).

Menos frequentemente, foram mencionados colchões de ar fluidizado que usam ar com temperatura controlada e SS especializada à base de pele de carneiro. Dessas SSs, os colchões de ar fluidizado e o poliuretano têm mostrado bons resultados na redistribuição da pressão (URSI & GALVÃO, 2006; WALTON-GEER, 2009).

A segunda categoria abordou a incidência de LPP intraoperatória. Um dos artigos desta categoria foi um estudo longitudinal realizado com 102 cirurgias com duração superior a duas horas. Os pacientes foram avaliados em quatro momentos: pré-operatório, pós-operatório imediato e terceiro e sexto pós-operatório. O risco de LPP foi maior para pacientes com baixo hematócrito (RR = 5,6), hipotermia (RR = 3,1), doença vascular (RR = 2,8), diabetes (RR = 2,2) e doença cardíaca (RR = 1.1). A incidência de LPP foi maior com o uso de SS de espuma (42,2%), seguida por gel (34,3%) e poliuretano (16,7%) (BULFONE et al., 2012).

Ensaio clínico randomizado, envolvendo comparações entre SS, observou ampla variação na incidência de LPP nos centros de pesquisa, variando de 12% a 57,4%. A ampla variação na incidência pode ser explicada por diferenças na definição de LPP, diferentes abordagens de avaliação, amostragem e seleção dos participantes (NIXON et al., 1998). Como as avaliações são subjetivas, é importante treinar pesquisadores e estabelecer critérios rigorosos.

A terceira categoria foi composta pelos estudos que tiveram como foco a avaliação da pressão no tecido. Nessa categoria, um estudo avaliou a pressão do tecido com SS de espuma (três camadas) em comparação com as MOPs. A pesquisa limitou-se à avaliação da pressão tecidual em 20 pacientes, com dez participantes expostos à espuma e MOP (BLAYLOCK & GARDNER, 1994). Embora os resultados não tenham mostrado diferenças significativas entre os grupos, os resultados não podem ser atribuídos ao efeito da SS, devido às limitações do estudo.

Na avaliação da pressão de interface, os autores consideraram as características de distribuição de pressão de cada SS como uma medida para avaliar a eficácia dos dispositivos. Como justificativa para a adoção desta medida de avaliação, foi utilizada a razão entre a etiologia da pressão da interface, ou seja, a compressão do tecido mole entre uma proeminência óssea e uma superfície externa sobre a qual o paciente se sobrepõe durante um período prolongado, causando redução da perfusão tecidual e, portanto, oxigenação (DEFLOOR & SCHUIJMER, 2000, KING & BRIDGES, 2006; KIRKLAND-WALSH et al., 2015; MCINNES et al., 2011).

Como parâmetro de avaliação, os estudos utilizaram a comparação da pressão sobre proeminências ósseas em diferentes SSs. Não foi estabelecida uma quantidade aceitável de pressão de interface. No entanto, estudos relataram o valor médio da pressão de enchimento capilar (32 mmHg) como critério de discussão (DEFLOOR & SCHUIJMER, 2000, KING & BRIDGES, 2006; KIRKLAND-WALSH et al., 2015; MCINNES et al., 2011), considerando que uma pressão externa que excede este valor pode obstruir o fluxo sanguíneo local.

A categoria quatro aborda os estudos que compararam as SSs. As comparações de SSs utilizadas para redução de LPP foram realizadas em cinco estudos, dos quais dois foram revisões sistemáticas atualizadas (MCINNES et al., 2012; MCINNES et al., 2015) que abrangeram o ambiente clínico e cirúrgico. Porém, não houve adição de novos estudos abordando o intraoperatório. Embora os resultados do estudo não tenham sido satisfatórios, esses autores recomendaram a adoção de SS em pacientes cirúrgicos (MCINNES et al., 2015).

Um dos estudos, uma revisão sistemática da literatura com meta-análise, incluiu pacientes que usavam SS tanto no intraoperatório como pós-operatório. As SSs utilizadas foram colchões de ar e colchões de ar fluidizado, almofadas de polímero viscoelástico, colchões dinâmicos pulsantes multicelulares e colchões viscoelásticos. A evidência em pacientes que utilizaram SS no pós-operatório foi clara e indicou que o uso dessas superfícies foi eficaz. Entretanto, os estudos realizados, durante o período intraoperatório, apresentaram baixo poder, e as pesquisas apresentaram limitações, portanto, não foi possível chegar a conclusões claras sobre o uso desses dispositivos, durante esse período (HUANG; CHEN; XU, 2013).

Um estudo realizado em um hospital do interior de São Paulo (BENTLIN et al., 2012), realizado com pacientes idosos em cirurgias eletivas, afirmou que as esteiras usadas como proteção durante o período intraoperatório podem ser classificadas como estáticas. Outros dispositivos estáticos baseados em fluidos são considerados eficazes na prevenção de lesões cutâneas, mas não foram indicados para uso intraoperatório, uma vez que não é possível manter a posição cirúrgica do paciente, e esta instabilidade estende o tempo cirúrgico (BENTLIN et al., 2012).

A categoria de avaliação de custo-benefício comparou colchão de pressão alternada e as sobreposições de pressão alternada (IGLESIAS et al., 2006) e polímeros viscoelásticos comparativamente à MOP (BA PHAM et al., 2011). Os pacientes referiram pior adaptação a sobreposições de pressão alternada, uma vez que as consideravam desconfortáveis. Além disso, por se tratar de um estudo multicêntrico, foi questionada a subjetividade dos avaliadores em cada local. Outro fator limitante desse estudo foram as características dos

materiais utilizados em cada centro (IGLESIAS et al., 2006). O uso de polímero viscoelástico foi considerado importante tanto para a redução de LPP como para a redução dos custos hospitalares, sendo considerado de melhor custo-benefício em relação ao MOP (BA PHAM et al., 2011). Além disso, o dispositivo foi considerado simples de manusear e limpar e fácil de utilizar na prática clínica (NIXON et al., 1998).

A avaliação da qualidade e as limitações dos estudos incluídos na pesquisa, de acordo com as recomendações de GRADE (GUYATT et al., 2011) e Jadad (JADAD et al., 1996), estão descritas no Quadro 2, a seguir.

Quadro 2 - Avaliação da qualidade dos estudos de acordo com as recomendações GRADE e Jadad e outras limitações dos estudos. Uberaba (MG); 2017.

Avaliação da Qualidade para Revisão Sistemática					
Estudo	Limitações Metodológicas	Inconsistência	Evidência Indireta	Imprecisões	GRADE
Mc Innes et al., 2011²⁰	Apresenta estudos com limitações.	Sim. Heterogenicidade dos estudos.	Sim	Sem imprecisões sérias.	2
Mc Innes et al., 2012²⁴	Apresenta estudos com limitações.	Sim. Heterogenicidade dos estudos.	Sim	Sem imprecisões sérias.	2
Mc Innes et al., 2015²⁵	Apresenta estudos com limitações.	Sim. Heterogenicidade dos estudos.	Sim	Sem imprecisões sérias.	2
Huang; Chen; Xu, 2013²⁶	Apresenta estudos com limitações.	Sim. Heterogenicidade dos estudos.	Sim	Sem imprecisões sérias.	2
Avaliação da Qualidade para Ensaio Clínico Controlado Randomizado (ECCR)					
Estudo	Descreve Randomização	Randomização é clara	Descreve mascaramento Mascaramento adequado	Descreve exclusões	Jadad
Nixon et al., 1998¹⁹	Sim	Sim	Sim	Sim	5
Feuchtinger et al., 2006²⁷	Sim	Não	Sim	Sim	3
Iglesias et al., 2006²⁸	Sim	Sim	Ausência de mascaramento dos avaliadores.	Sim	3
Outras limitações dos estudos					
Estudo	Tipo de Estudo	Limitações metodológicas		Evidência Indireta	
Nixon et al.,	ECCR	Não padronização dos avaliadores (estudo		Não	

1998¹⁹		multicêntrico). As características dos produtos utilizados não são claras (especificações do produto).	
Feuchtinger et al., 2006²⁷	ECCR	Não padronização dos avaliadores (realizada por vários profissionais). As características dos produtos utilizados não são claras (especificações do produto).	A sobreposição de aquecimento pode ter influenciado a análise.
Iglesias et al., 2006²⁸	ECCR	Não padronização dos avaliadores (estudo multicêntrico). As características dos produtos utilizados não são claras (especificações do produto).	Não padronização dos materiais em um estudo multicêntrico.
King; Bridges, 2006²¹	Experimental Laboratorial	Utilização de amostra de conveniência com participantes saudáveis (voluntários).	Avaliação em condições intraoperatórias divergentes.
Defloor; Schuijmer, 2000²²	Experimental Laboratorial	Utilização de amostra de conveniência em participantes saudáveis (voluntários). As características dos produtos utilizados não são claras (especificações do produto).	Avaliação em condições intraoperatórias divergentes.
Ba Pham et al., 2011²⁹	Coorte Retrospectiva	Não específica SS. Limitação na replicação do estudo.	Não
Blaylock, 1994²³	Transversal	Seleção de amostras com um pequeno número de participantes e ausência de grupos correspondentes.	Não
Bulfone et al, 2012¹⁸	Longitudinal	As características dos produtos utilizados não são claras (especificações do produto).	Não
Kirkland-Walsh et al. 2015³	Descritivo Comparativo	Não	Não
Schultz, 2005¹⁴	Revisão Integrativa	Pesquisa realizada em duas bases de dados. Viés de publicação.	Não aplicável
Ursi; Galvão, 2006¹⁵	Revisão Integrativa	Pesquisa realizada em duas bases de dados. Viés de publicação.	Não aplicável
Walton-Geer, 2009¹⁶	Revisão Integrativa	Não	Não aplicável
Lopes; Galvão, 2010¹⁷	Revisão Integrativa	Não	Não aplicável
Armstrong; Bortz, 2001¹³	Revisão Integrativa	Pesquisa realizada em duas bases de dados. Viés de publicação.	Não aplicável

A pressão de interface avaliada nos estudos não atingiu valores inferiores a 32 mmHg, considerados como critério para a discussão dos estudos, pois corresponde à pressão de enchimento capilar. No entanto, o uso de SS diminuiu os valores de pressão de interface nas proeminências ósseas.

Os estudos que compararam as SSs demonstraram a importância do uso dessas, especialmente poliuretano e colchões de ar fluidizado, mas não foi possível estabelecer conclusões claras quanto ao uso. A relação custo-eficácia foi avaliada em dois estudos, os quais concluíram que a utilização de polímero viscoelástico é clínica e economicamente eficaz na prevenção da LPP.

Revisões sistemáticas criticaram os resultados apresentados pelos ensaios clínicos por seus métodos fracos ou limitados, falta de detalhes metodológicos e baixa qualidade. Eles revelaram deficiências relacionadas a métodos de randomização e falta de clareza quanto à existência de viés na seleção de grupo; sendo necessárias mais investigações sobre este tópico (BA PHAM et al., 2011; BLAYLOCK & GARDNER, 1994).

Entre os estudos de avaliação, a maioria não deixou claras as especificações dos produtos (dimensões dos dispositivos) que são essenciais para a replicação dos estudos e aplicação na prática clínica. A maioria possuía limitações metodológicas.

Outro problema é a falta de padronização dos termos utilizados em estudos clínicos, conforme relatado pela *Wound, Ostomy and Continence Nurses Society* (WOCN®) (MCNICHOL et al., 2015), o que também levanta dúvidas sobre os dispositivos utilizados.

A WOCN®, com o intuito de suprir a necessidade de disponibilização de evidências que direcionassem a escolha das SSs, de acordo com as necessidades dos sujeitos, desenvolveu um algoritmo com tal finalidade. Além de fornecer definições para as SSs, o trabalho incluiu exemplos e orientações mais específicas em relação às mesmas. Porém, esse algoritmo não atende a situações especiais, como pessoas menores de 16 anos ou intervenções com duração inferior a 24 horas, como acontece em centros cirúrgicos (MCNICHOL et al. 2015).

A sociedade descreveu uma terminologia mais detalhada em relação às SSs que discriminaram "espuma de células fechadas", "espuma de células abertas", "gel" e "fluido". As características das SSs foram descritas como "ar fluidizado", "pressão alternada", "perda baixa de ar", "zonada", "superfície multizonal", e como categorias SSs designadas como "superfície de suporte reactiva" "superfície de suporte ativa", "sobreposição" e "sistema de leito integrado" (MCNICHOL et al., 2015).

A revisão teve como conclusão que, dos 18 estudos que relataram uso de SS na sala de operações, as tecnologias mais citadas foram baseadas em polímero viscoelástico, colchões micropulsantes, colchões à base de gel e dispositivos de espuma, além de sobreposições contendo esses materiais. Houve uma variação de 12% para 57,4% na incidência de PU, com maior incidência em pacientes que não utilizaram SS e menor incidência em pacientes que utilizaram colchões de poliuretano ou ar.

Embora os estudos tenham mostrado uma redução da pressão interfacial com o uso de SS, estes valores não foram inferiores à pressão de enchimento capilar. Em relação ao custo-eficácia, recomendou-se o uso de SS. Existem lacunas notáveis no conhecimento relacionado à eficácia das SSs neste ambiente. Além disso, estudos não relataram especificações de produtos para os dispositivos utilizados, dificultando a replicação das intervenções estudadas em estudos experimentais ou a recomendação para a prática clínica.

Ao fazer recomendações para a escolha de uma SS, deve-se ter em mente que a escolha não é uma ação isolada e deve considerar o efeito em todo o ambiente. Dados os problemas políticos, econômicos e sociais enfrentados pelos serviços de saúde em muitos países, pode ser um desafio para muitos serviços públicos hospitalares disponibilizar esses tipos de recursos tecnológicos, o que afeta a qualidade geral dos cuidados (BARBOSA; OLIVA; SOUSA NETO, 2011).

O processo de decisão também deve considerar o uso de acordo com as recomendações do fabricante, a vida útil do produto, contraindicações e custos (BA PHAM et al., 2011; MCNICHOL et al., 2015). A necessidade de imobilidade, durante o procedimento cirúrgico, e a necessidade de acesso ao paciente pela equipe limitam a escolha de alguns produtos descritos na literatura.

As tecnologias utilizadas na manufatura dos colchões, estofamentos e outros equipamentos de posicionamento estão em evolução, o que pesa a importância de os enfermeiros perioperatórios estarem cientes dos produtos e pesquisas atuais para apoiar a seleção de seus produtos (AORN, 2016).

Mesmo com as evidências apontando a redução dos custos para a saúde no exterior, o uso desses dispositivos no Brasil é identificado apenas em grandes centros devido a seu alto custo. A maioria dos dispositivos é importada gerando gastos excessivos ao país.

Existem alguns materiais no Brasil que possuem propriedades viscoelásticas similares aos polímeros importados, porém de menor custo, como espumas de diferentes constituições e densidades (selada/soft) e a espuma vinílica acetinada (EVA).

Tais materiais ainda não foram testados em relação às suas propriedades de redução de pressão, durabilidade e ação viscoelástica, no objetivo de serem utilizados como substitutos de outros produtos de elevado custo. Esses materiais já são comumente utilizados em unidades de reabilitação, na confecção de macas e cadeiras de rodas, em práticas esportivas e recreação infantil, porém, não existem relatos na literatura de seu uso em unidades de internação.

A singularidade de cada paciente é um fator a ser considerado. As condições físicas e anatômicas individuais são divergentes, o que dificulta a imposição de um limiar de pressão exercida sobre tecidos, que seriam seguros para o paciente (BURMAN, 1993). O ideal é que se realizem testes de eficácia na redistribuição de pressão em proeminências ósseas entre as SSs disponíveis, ao invés de padronizar valores de referência para as pessoas (KROUSKOP; GARBER; NOBLE, 1990).

A escolha de um material que proporcione melhor redistribuição de pressão pode implicar na seleção de produtos mais acessíveis e com características e propriedades semelhantes às SSs importadas já utilizadas, o que implicará em promoção da sustentabilidade e inovação tecnológica.

2.6 PROPRIEDADES MECÂNICAS DE SUPERFÍCIES DE SUPORTE

As características de um produto são determinadas por testes específicos, direcionados por normas técnicas. No caso de colchões de espuma flexível, essas normas são regidas pela Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT), nas quais são regidas referências a todos os itens normalizados que o colchão precisa ter para ser comercializado em território nacional (SOSNOSKI, 2012).

As normas brasileiras, cujo conteúdo é de responsabilidade dos Comitês Brasileiros, dos Organismos de Normatização Setorial e das Comissões de Estudo Especiais, são elaboradas por comissões de estudo, formadas pelas partes interessadas no tema objeto da normatização (ABNT NBR 9177, 2015).

Das normas internacionais, as mais frequentemente utilizadas são as da *American Society for Testing and Materials* (ASTM), hoje nomeada como ASTM Internacional, que se trata de uma associação destinada a desenvolver padrões técnicos de qualidade de produtos, desde utensílios simples até aeronaves. Mais de 12.000 padrões ASTM operam globalmente. O objetivo das normas é o de melhorar o desempenho em manufatura e materiais, produtos e processos, sistemas e serviços (ASTM, 2017).

Existem tipos específicos de espumas flexíveis, como espumas convencionais, espumas de alta resistência, espuma com carga e espuma com alto suporte de carga.

As espumas convencionais podem ser modificadas para produzir espumas com propriedades diferentes, sendo reclassificadas em macia, firme, de alto suporte e com carga. As espumas de alta resistência estão disponíveis em diferentes densidades e dureza e são projetadas para oferecer características de alto suporte de carga. Porém, possuem custo elevado, sendo limitada a produtos de alto desempenho (SOSNOSKI, 2012).

As espumas com carga utilizam cargas inorgânicas para aumentar a densidade da espuma e melhorar as características de suporte de carga, porém é menos resistente à tração e ao rasgo, alongamento e diminuição da resistência à fadiga, a longo prazo, ainda não muito bem esclarecida (SOSNOSKI, 2012).

Espumas de alto suporte de carga incorporam um poliol polimérico na formulação para aumentar a dureza. Porém, o aumento da dureza deve ser controlado para evitar aumentar a densidade, e com isso diminuir a resistência à fadiga (VILAR, 2004).

Existem espumas especiais, como espumas viscoelásticas. São espumas com baixa resiliência (menor que 20%), ao se comparar com a espuma convencional (40%) e de alta resiliência (60%), sendo sua recuperação lenta. Estas espumas são utilizadas em aplicações especiais, por exemplo, em colchões medicinais e mercado médico, devido a seu toque macio e à redução de pontos de tensão, quando em contato com a pele (SOSNOSKI, 2012). Essas espumas possuem a capacidade de se adaptarem melhor ao contorno do corpo, proporcionando maior apoio e diminuindo pontos de pressão (SANTOS, 2011).

Dentre as propriedades físicas e mecânicas das espumas, estão: densidade, dureza, deformação permanente, força de indentação, resiliência e fadiga dinâmica.

A densidade de uma espuma é obtida pela relação massa/volume do objeto. A densidade está relacionada à dureza do material e a sua capacidade de resistência à fadiga (VILAR, 2004).

Atualmente, os ensaios de dureza são efetuados com o uso de um indentador, classificado segundo a sua geometria, que pela aplicação controlada de uma carga vai penetrar na amostra de material a ensaiar, segundo a direção normal à sua superfície, até uma dada profundidade, durante um determinado período de tempo. A dureza é então calculada através do quociente entre o valor da carga máxima aplicada e a área de indentação residual (após descarga) (MARTINS; FERNANDES; SAKHAROVA, 2012).

A deformação permanente à compressão consiste em defletir o corpo de prova de espuma, sob condições específicas de tempo e temperatura e observar seu efeito na espessura

do corpo de prova. Quanto maior o valor de deformação permanente à compressão, menor será a durabilidade da espuma. O mesmo é regido pela ABNT NBR 8797.

As espumas viscoelásticas escoam quando submetidas à tensão por longos períodos. A velocidade de escoamento, normalmente medida como a velocidade de deformação com o tempo, sob tensão constante, cresce com os aumentos de temperatura. Os testes de taxa de deformação permanente são testes de escoamento sob deformações constantes, sendo o teste-padrão conduzido a 50, 75 ou 90% por 22h a 70° C (SOSNOSKI, 2012).

Nos poliuretanos sólidos, a deformação permanente é medida pelo decréscimo residual da espessura de uma amostra-padrão, 30 minutos após ter sido removida de um dispositivo adequado, no qual tenha sido submetida a uma deformação previamente determinada, por um dado período de tempo, sob condições padronizadas (SOSNOSKI, 2012).

A realização do teste de força de indentação consiste em medir a força necessária para produzir deformações a 25, 40 e 65% na espuma, com o auxílio de equipamento especial. O fator conforto é calculado de acordo com as forças de indentação necessárias para essas compressões. Como norma regulamentadora desse teste, é utilizada a ABNT NBR 9176.

O teste de resiliência consiste em deixar uma esfera de aço cair no corpo de prova e registrar a altura do retorno. Calcula-se, então, a média dos três valores de retorno. A resiliência e viscoelasticidade são propriedades relacionadas com a variação das forças restritivas resultantes da combinação da viscosidade interna e estrutura do material. Essa propriedade é comum em poliois com menor peso equivalente, junto com os convencionais, mistura de poliois com polaridades muito diferentes, como poliois éster e éter ou agentes amaciantes (VILAR, 1998).

Temperaturas elevadas reduzem o comportamento viscoelástico, transformando a espuma viscoelástica em espuma convencional macia. Temperaturas baixas tornam a espuma viscoelástica em uma espuma dura. As espumas flexíveis de poliuretano têm temperaturas baixas de transição vítrea, entre -35 a -55° C, dependendo do tipo de poliol utilizado, sendo viscoelásticas nas temperaturas usuais de utilização (SOSNOSKI, 2012).

A fadiga é descrita como a perda de suporte de carga ou espessura em função do tempo de uso. O aumento da quantidade de água na formulação do colchão resulta em maior perda de suporte de carga, atribuída ao maior teor poliureia e mais ligações de hidrogênio (VILAR, 1998). O teste de fadiga dinâmica é determinado pela ABNT NBR 9177:2015.

O teste de fadiga dinâmica foi desenvolvido para prever o desempenho do dispositivo ao deitar e sentar, através da aplicação de uma carga alternante, com um indentador (SOSNOSKI, 2012).

As diferenças nas propriedades mecânicas dos colchões se dão pela diferença nas reações, o que determinará a morfologia do poliuretano, pela coalescência de algumas bolhas durante o crescimento da espuma. As espumas de alta densidade, o alongamento na ruptura e a resistência ao rasgo e à compressão são menores. Porém, são maiores a resiliência e o conforto (próximo a três) que é expresso pela razão entre as forças de indentação a 65% e a 25% (SOSNOSKI, 2012).

Resultados de pesquisa realizados referente ao efeito dos poliois são conflitantes (SOSNOSKI, 2012). As espumas de alta densidade mostraram melhor resistência à fadiga quando o peso molecular e funcionalidade do polioliol aumentam, porém a adição de dióis e trióis de polímero de baixo peso molecular leva à redução da resistência à fadiga. A redução do teor de monol e polioliol resulta em melhor reticulação e aumento da resistência à tensão (rasgo e fadiga) (VILAR, 2004).

Quanto ao isocianato, o aumento do teor de isômeros 2,6 leva à maior formação de poliureia e diminuição da resistência à fadiga. Índices superiores a 100 podem resultar em deterioração do desempenho. Em espumas de mesma dureza, a densidade e a histerese são fatores que afetam a fadiga. A histerese pode ser medida pela perda de energia durante um ciclo de deformação e recuperação do material. Espumas com menor densidade têm pior desempenho, o que pode estar relacionado ao maior teor de poliureia. Em espumas de mesma densidade, a durabilidade será maior naquelas feitas com os poliois que proporcionem melhor histerese. Surfactantes que promovam uma boa estrutura celular com alta porosidade melhoram a resistência à fadiga, que geralmente piora quando a catálise da expansão e polimerização não foi bem balanceada, e com a utilização de catalisadores de estanho (VILAR, 2004).

A avaliação da durabilidade compreende alguns testes, como de escoamento ou deformação permanente, taxa de compressão e tração, fadiga dinâmica, resistência a intempéries, envelhecimento acelerado e abrasão. As variações das propriedades com o tempo tornam necessárias realizações de experimentos de escoamento para os poliuretanos. A deformação de amostras a serem avaliadas sob cargas constantes e as condições ambientais constantes (especialmente a temperatura) são registradas como funções do tempo. O módulo de escoamento, que é lido na região linear inicial das curvas, é menor do que o módulo elástico determinado nos ensaios de tensão x deformação de curta duração e oferece aos projetistas a possibilidade de dimensionar o material, levando em conta deformações possíveis de ocorrer durante longas tensões (VILAR, 1998).

O mercado das espumas tem ampliado seu espaço de atuação com a introdução das espumas poliméricas, as quais têm apresentado boas propriedades mecânicas aliadas à baixa densidade e ao baixo custo. Em sua constituição apresenta matriz polimérica em sua fase sólida e por uma fase gasosa derivada de um agente de expansão (RABELLO, 2000).

Uma dessas espumas é representada pelo EVA, que tem ampliado sua importância técnica e comercial ao longo dos anos, especialmente motivado pela escassez de matéria-prima (petróleo). Este tipo de material celular é um dos mais novos no mercado e tem crescido bastante nas últimas duas décadas. Sua aplicação é voltada principalmente para a indústria de calçados, automobilística e protetores ortopédicos, dentre outros (ALPIRE-CHÁVEZ, 2007; AZEVEDO et al., 2009).

O polímero viscoelástico Akton® é um material de borracha vulcanizada, reticulada, com propriedades físicas diferenciadas. Sua capacidade de manter a sua forma, esticar, desviar uma carga aplicada e absorver choque torna um material ideal para muitas aplicações. O material é de propriedade e produção exclusiva da empresa Action Products, nos Estados Unidos. Possui capacidade de manter sua forma, esticar, desviar uma carga aplicada e absorver choque, o que o torna um material ideal para muitas aplicações (ACTION, 2013).

Em sua apresentação de testes técnicos, foram realizados testes referentes a algumas propriedades mecânicas dos materiais, como teste de tensão (ASTM D 412-98a), teste de deflexão à compressão a 25% e a 50% (ASTM D 575-91), teste de conjunto de compressão a 25% e a 50% (ASTM D 395-97) à temperatura da sala de operação e o teste de resiliência com o uso de pêndulo (ASTM D 1054-91) (ACTION, 2013). Os testes de deflexão à compressão a 25% e a 50% apresentaram mediana de 0,63% e 3,45%, respectivamente. Já o teste de conjunto de compressão, a 25% e a 50% à temperatura da sala, apresentou valores de deformação iguais a zero (ACTION, 2013).

O que se pode observar é que as propriedades mecânicas de uma SS influenciarão os valores das deformações dos tecidos em um grau considerável (OOMENS et al., 2003), além de influenciar na melhor escolha para a realização da manufatura desses produtos.

3 HIPÓTESES

A hipótese geral deste estudo está relacionada aos materiais utilizados como superfícies de suporte (SS), entre estes o polímero viscoelástico, a espuma vinílica acetinada, a espuma selada nas densidades 28, 33 e 45; a espuma soft nas densidades 18 e 28 que foram testadas no intuito de avaliar os níveis de pressão nas proeminências ósseas e os comportamentos mecânicos. A hipótese geral foi dividida em:

- 1) O polímero viscoelástico possui maior durabilidade, resistência à deformação, força de indentação, resistência à fadiga e melhor fator conforto comparativamente a outros materiais.
- 2) O polímero viscoelástico reduz e uniformiza os níveis de pressão sobre proeminências ósseas (occipital, subescapular, sacral, calcânea), quando comparado ao não uso de SS e outros materiais.

4 OBJETIVO GERAL

Avaliar as superfícies de suporte polímero viscoelástico, espuma vinílica acetinada, espuma selada D28, espuma selada D33, espuma selada D45, espuma soft D18 e espuma soft D28, utilizadas em mesa operatória quanto às suas principais propriedades mecânicas e níveis de pressão em proeminências ósseas.

4.1 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Caracterizar os diferentes tipos de superfícies de suporte, avaliados segundo as especificidades do produto: massa, espessura, volume, densidade e dureza.
2. Avaliar o nível de deformação permanente à compressão das superfícies de suporte.
3. Avaliar a força de indentação das superfícies de suporte.
4. Avaliar o fator conforto das superfícies de suporte.
5. Avaliar os efeitos da fadiga dinâmica das superfícies de suporte.
6. Avaliar a durabilidade das superfícies de suporte.
7. Comparar as propriedades mecânicas das superfícies de suporte.
8. Avaliar a pressão de interface entre superfícies de suporte e proeminências ósseas, nas regiões occipital, subescapular, sacral, calcânea, nas diferentes superfícies de suporte.
9. Comparar a pressão de interface entre as superfícies de suporte e proeminências ósseas, nas regiões occipital, subescapular, sacral, calcânea, nas diferentes superfícies de suporte.
10. Verificar a influência da classificação nutricional nos valores de pressão de interface na região em que os valores de pressão são maiores (região sacral).

5 MATERIAIS E MÉTODOS

5.1 TIPO DE ESTUDO

Para atender aos objetivos propostos, a pesquisa foi desenvolvida em duas etapas, sendo as Etapa I e II denominadas, respectivamente, como Ensaio Mecânico e Avaliação de Pressão de Interface sobre Superfícies de Suporte.

Na Etapa I, foi realizada pesquisa experimental de laboratório, em que as variáveis foram controladas. Foi realizada análise quantitativa e qualitativa dos dados.

Os modelos de pesquisa experimentais foram desenvolvidos pelos primeiros cientistas com o objetivo de atender a suas necessidades de entendimento sobre as complexidades ocorridas na natureza, sendo estas de difícil compreensão apenas por pura observação. Para superar essas barreiras no conhecimento, os fenômenos são isolados em laboratório, e são controladas as situações em que eles ocorrem. Desde então, o uso de métodos experimentais tem sido utilizado pelos pesquisadores com êxito desde o século XIX (POLIT; BECK, 2011).

Na Etapa II, foi realizado um estudo quase experimental. Nessa etapa, participaram da coleta de dados voluntários saudáveis da comunidade, avaliados em mesa de operações padrão (MOP), considerada como avaliação controle, e nas sobreposições das SS, considerados como experimentos.

A MOP constituiu-se por uma mesa cirúrgica da marca Barfab® com um colchão impermeável acoplado em sua estrutura. As SSs avaliadas foram polímero viscoelástico Akton®, espuma vinílica acetinada, espuma selada D28, espuma selada D33, espuma selada D45, espuma soft D18 e espuma soft D28. As SSs foram dispostas em sobreposição à MOP.

Nas pesquisas classificadas como quase experimento, as variáveis são manipuladas, ocorre o controle do estudo, existe uma intervenção estudada, e os participantes são agrupados por um grupo específico. Essas características são o que definem um quase experimento (POLIT; BECK, 2011).

5.2 ETAPA I: ENSAIOS MECÂNICOS

Nesta etapa, foram contemplados os objetivos específicos I a VII propostos neste estudo. Os ensaios mecânicos foram divididos em: A- Dureza, B- Deformação Permanente à Compressão, C- Força de Indentação e D- Fadiga Dinâmica.

5.2.1 Local

A Etapa I- A, C e D foi realizada no Laboratório de Projetos Mecânicos Prof. Henner A. Gomide (LPM) e Núcleo de Habilitação/Reabilitação em Esportes Paralímpicos (NH/RESP) da Faculdade de Engenharia Mecânica da Universidade Federal de Uberlândia (UFU), Minas Gerais, Brasil. O laboratório de Projetos Mecânicos Prof. Henner A. Gomide (LPM) atua nas áreas de Comportamento Mecânico dos Materiais e Análise Experimental de Tensões (Figura 12). Possui uma área total de 130 m², e as suas pesquisas atualmente são voltadas para a Engenharia Biomecânica e utilizam avaliação de sistemas e seu comportamento mecânico, análise experimental de tensões e modelagem numérica por elementos finitos.



Figura 12: Laboratório de Projetos Mecânicos Prof. Henner A. Gomide, LPM, UFU. Uberlândia (MG), 2017. Fonte: <http://www.lpm.mecanica.ufu.br/LPM.HTM>

Os ensaios foram realizados com suporte técnico local para elaboração dos corpos de prova e em Máquina Universal de Ensaio 810 (MTS) (Figuras 13 e 14), com capacidade variando de 25 a 250 kN, capaz de realizar ensaios estáticos e dinâmicos, como testes de tração, compressão, flexão, fadiga e outros ensaios em corpos de prova com controle de carga e deslocamento. Os sistemas e aplicativos integrados podem ser facilmente configurados para atender a uma grande variedade de requisitos de testes.

A MTS 810 é versátil e apresenta possibilidade de variação de força, capacidade de testar materiais de diferentes constituições, desde plásticos a metais.



Figura 13: Máquina Universal de Ensaio 810 - componentes 1, LPM, UFU. Uberlândia (MG), 2017.



Figura 14: Máquina Universal de Ensaio 810 - componentes 2, LPM, UFU. Uberlândia (MG), 2017.

A Etapa I-B foi realizada no Laboratório de Imunologia Aplicada ao Exercício Físico do Programa de Pós-Graduação em Educação Física da Universidade Federal do Triângulo Mineiro (UFTM). O laboratório possui ampla estrutura física, além da disposição de bancadas de mármore e sistema de ar condicionado com controle de temperatura.

Foram providenciadas, durante a pesquisa, rede de energia e chave específica para a manutenção dos equipamentos utilizados nessa etapa. O mesmo foi equipado com estufa de secagem com circulação e renovação de ar, Modelo SP-102/81, Marca SPLABOR® (Figura 15), adquirida pelo projeto do Programa de Apoio à Pós-Graduação e à Pesquisa Científica e Tecnológica em Tecnologia Assistiva no Brasil (PGPTA) CAPES 59/2014 e cedida pelo LPM para a realização do teste B.



Figura 15: Estufa de secagem com circulação e renovação de ar, marca SPLABOR®. Uberaba (MG), 2017.

5.2.2 Preparo e Caracterização das Amostras

Foram testados quatro tipos de materiais utilizados como SS, constituídos por: polímero viscoelástico (Figura 16A), espuma vinílica acetinada (*Ethylene Vinyl Acetate*) (Figura 16B), espuma selada D28 (Figura 16C), espuma selada D33 (Figura 16D), espuma selada D45 (Figura 16E), espuma soft D18 (Figura 16F) e espuma soft D28 (Figura 16G). Esses materiais foram adquiridos com recurso do projeto CAPES PGPTA 59/2014.

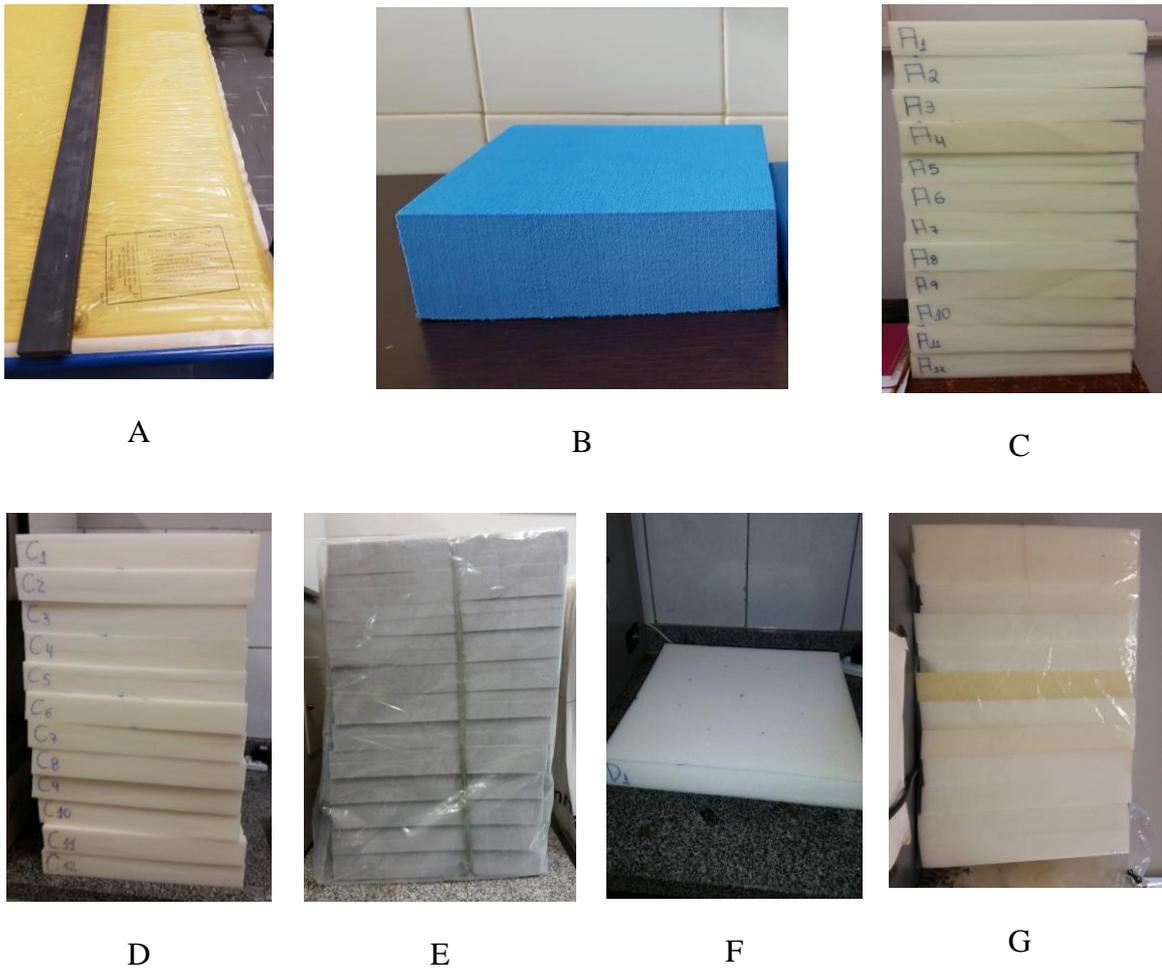


Figura 16: Preparo e acondicionamento dos corpos de prova dos materiais analisados. Uberlândia (MG), 2017.

Foi utilizada a denominação “corpos de prova” para cada amostra da superfície de suporte avaliada.

Nesta etapa, doze corpos de prova de cada superfície de suporte foram caracterizados quanto às densidades (g/mm^3), às espessuras (mm), às dimensões de referência (mm) e à massa (g). Para o polímero viscoelástico, como a quantidade de material desse produto era restrita, foram confeccionados três corpos de prova para a realização dos testes A, C e D, e seis corpos de prova para o teste B.

A massa foi determinada utilizando duas balanças digitais, marca Instrutherm[®], modelo BD450, previamente calibrada (Anexo 1), com precisão de 0,01g e peso máximo de um quilograma-força (Kgf) e cinco quilograma-força (Kgf), de acordo com a necessidade de cada material (Figura 17).



Figura 17: Balança de precisão, marca Instrutherm[®], modelo BD450, LPM, UFU. Uberlândia (MG), 2017.

A balança foi colocada em bancada horizontal rígida de mármore, no LPM, realizada tara da mesma e realizadas cinco aferições de massa sequenciais para cada corpo de prova. Houve o cuidado de aguardar a estabilização da balança antes de cada aferição. Além disso, houve o controle de vibrações, ruídos, e as condições de temperatura foram as mesmas para todas as amostras (temperatura ambiente do laboratório em média 28°C).

As medições dos dispositivos foram realizadas, segundo VILAR (2004), em:

- Estendido o corpo de prova sobre uma superfície plana e rígida;
- Mantido o material após repouso de trinta minutos;
- Mensurada a largura total com régua metálica calibrada (Anexo 2), com auxílio de esquadro, colocando o esquadro sobre a superfície plana, encostando as faces verticais (90°) nas laterais do colchão/colchonete, em posições opostas, em três pontos equidistantes, considerando como largura total o valor médio encontrado por cinco medidas, expresso em centímetros (cm);
- Mensurado o comprimento total com régua metálica calibrada, considerando o revestimento, colocando o esquadro sobre a superfície plana, encostando as faces verticais

(90°) nas laterais do colchão/colchonete, em posições opostas, em três pontos equidistantes, considerando como seu comprimento total o valor médio encontrado, expresso em cm;

- Mensurada a espessura total com régua metálica calibrada (Anexo 2), considerando o revestimento, com escala milimétrica. Apoiado longitudinalmente no centro do colchão/colchonete, uma régua sem escala, de forma a ultrapassar as extremidades. A distância entre a superfície de apoio do colchão/colchonete e a parte inferior da régua nas duas extremidades, considerando como espessura total o valor médio encontrado por cinco medidas, foi expressa em cm.

A Figura 18, a seguir, apresenta as medições dos corpos de prova.



Figura 18: Medições dos corpos de prova, LPM. Uberlândia (MG), 2017.

A espessura das amostras também foi realizada com o uso de paquímetro analógico, marca Digimess® (Figura 19), calibrado (Anexo 3), conforme recomendação das normas ABNT NBR 8797 e ABNT NBR 9177.

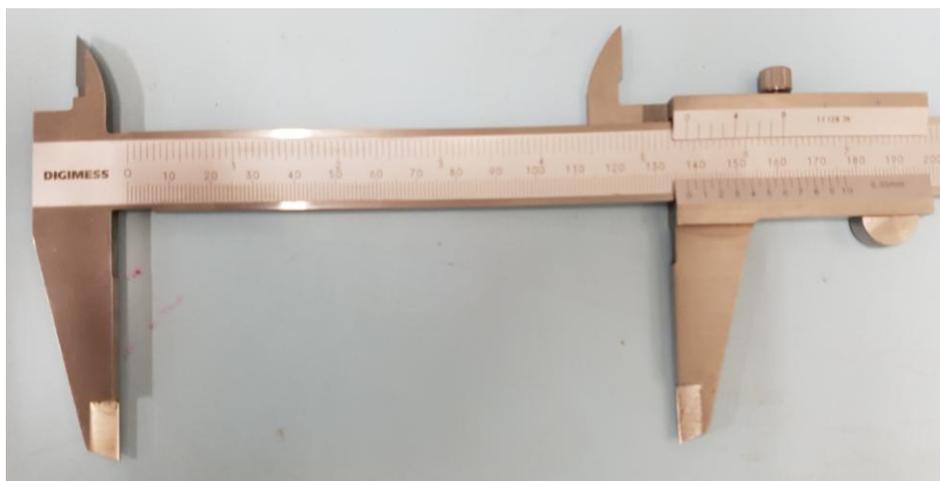


Figura 19: Paquímetro analógico, marca Digimess®, LPM. Uberlândia (MG), 2017.

Segundo as recomendações das normas dos ensaios mecânicos (ABNT NBR 8797, ABNT NBR 9176, ABNT NBR 9177), foram utilizados três corpos de prova de cada tipo de superfície de suporte para realização dos testes mecânicos.

As dimensões dos corpos de prova para os testes A, C e D foram as medidas $(380 \pm 10) \times (380 \pm 10) \times (50 \pm 2)$ mm, segundo recomendado pelas normas (ABNT NBR 9176, ABNT NBR 9177), tendo suas bases planas e paralelas, e as faces laterais perpendiculares às mesmas. Devido às peculiaridades de manufatura da espuma vinílica acetinada e do polímero viscoelástico, suas espessuras não ultrapassaram os valores de 40 ± 2 mm e 13 ± 2 mm, respectivamente.

As dimensões dos corpos de prova para o teste B foram $140 \times 140 \times 50$ mm com precisão de ± 1 mm, segundo recomendação da norma ABNT NBR 8797, exceto a espessura para a espuma vinílica acetinada e o polímero viscoelástico, conforme justificado em parágrafo anterior.

As amostras das espumas soft, selada e da EVA, destinadas ao teste B, foram cortadas em serra elétrica com gabarito preestabelecido da medida prevista na norma, exceto em relação ao polímero viscoelástico. Os pesquisadores utilizaram os equipamentos de proteção individual: máscara com filtro, óculos de proteção e protetor auditivo para a realização do corte das espumas e do EVA (Figura 20).



Figura 20: Equipamentos de Proteção Individual utilizados para o preparo dos corpos de prova das espumas e EVA para a realização do teste B, LPM. Uberlândia (MG), 2017.

O polímero viscoelástico foi colocado em mesa plana horizontal, marcado com gabarito e cortado com bisturi cirúrgico, lâmina número 21. As amostras foram envolvidas em filme plástico para maior proteção (Figura 21).



Figura 21: Preparo dos corpos de prova do polímero viscoelástico para a realização do teste B, LPM. Uberlândia (MG), 2017.

A densidade dos materiais foi determinada pela relação entre a massa pelo volume, sendo o volume a multiplicação das três dimensões de cada amostra. A densidade foi expressa por gramas por centímetros cúbicos (g/cm^3).

Com o intuito de contribuir para a rastreabilidade do resultado proveniente de uma medição, estimou-se a incerteza de medição para todos os mensurandos, utilizando a

metodologia proposta no ISO TAG 4WG-3 (BARATTO et al., 2008) e as planilhas desenvolvidas por Moraes (2001).

Na Equação (I), é apresentado o modelo matemático para cálculo da incerteza de medição associada à massa, na qual são consideradas as seguintes variáveis de influência: correção associada à variabilidade dos valores indicados pela balança (Δs_M); correção associada à resolução da balança (ΔR_B) e correção associada à incerteza de calibração da balança (ΔIC_B).

$$IC_{MB} = \Delta s_M + \Delta R_B + \Delta IC_B \quad (\text{I})$$

São apresentados, no Quadro 3, os tipos de distribuição adotados e as respectivas equações para cálculo da incerteza-padrão das variáveis de influência, bem como o número de graus de liberdade.

Quadro 3: Tipo de distribuição, equação da incerteza-padrão e graus de liberdade adotados para cada variável de influência da incerteza associada à medição da massa. Uberaba (MG), 2017.

Variável	Distribuição	Incerteza-padrão	Graus de liberdade
Δs_M	<i>T- Student</i>	$u(s(L)) = \sqrt{\frac{s^2}{n}}$	$n-1$
ΔR_B	Retangular	$u(R) = \frac{\text{Resolução}}{\sqrt{3}}$	∞
ΔIC_B	<i>T- Student</i>	$u(IC) = \frac{U(IC)}{k}$	∞

Na Equação (II), é apresentado o modelo matemático para cálculo da incerteza de medição associada ao paquímetro, cujas variáveis de influência são: correção associada à variabilidade dos valores indicados pelo paquímetro (Δs_{Ep}); correção associada à resolução do paquímetro (ΔR_p) e correção associada à incerteza de calibração do paquímetro (ΔIC_p).

$$IC_{Ep} = \Delta s_M + \Delta R_p + \Delta IC_p \quad (\text{II})$$

No Quadro 4, são apresentados os tipos de distribuição, as equações para cálculo da incerteza-padrão e o número de graus de liberdade relacionados ao paquímetro.

Quadro 4: Tipo de distribuição, equação da incerteza-padrão e graus de liberdade adotados para cada variável de influência da incerteza associada à medição da espessura. Uberaba (MG), 2017.

Variável	Distribuição	Incerteza-padrão	Graus de liberdade
Δs_M	<i>T- Student</i>	$u(s(L)) = \sqrt{\frac{s^2}{n}}$	$n-1$
ΔR_p	Retangular	$u(R) = \frac{\text{Re solução}}{\sqrt{3}}$	∞
ΔIC_p	<i>T- Student</i>	$u(IC) = \frac{U(IC)}{k}$	∞

A Equação (III) corresponde ao modelo matemático para cálculo da incerteza de medição associada às dimensões dos corpos de prova, cujas variáveis de influência são: correção associada à variabilidade dos valores indicados pela régua (Δs_R); correção associada à resolução da régua (ΔR_R) e correção associada à incerteza de calibração da régua (ΔIC_R).

$$IC_R = \Delta s_R + \Delta R_R + \Delta IC_R \quad (\text{III})$$

A seguir, são apresentados os tipos de distribuição adotados e as respectivas equações para cálculo da incerteza-padrão das variáveis de influência, bem como o número de graus de liberdade relacionados à régua.

Quadro 5: Tipo de distribuição, equação da incerteza-padrão e graus de liberdade adotados para cada variável de influência da incerteza associada à medição das dimensões (comprimento, largura e altura). Uberaba (MG), 2017.

Variável	Distribuição	Incerteza-padrão	Graus de liberdade
Δs_R	<i>T- Student</i>	$u(s(L)) = \sqrt{\frac{s^2}{n}}$	$n-1$
ΔR_R	Retangular	$u(R) = \frac{\text{Re solução}}{\sqrt{3}}$	∞
ΔIC_R	<i>T- Student</i>	$u(IC) = \frac{U(IC)}{k}$	∞

5.2.3 Testes Mecânicos

Nessa etapa da pesquisa, estão apresentados os testes de dureza, deformação permanente à compressão, força de indentação e fadiga dinâmica.

5.2.3.1 Dureza

A dureza é uma propriedade dos materiais que está diretamente relacionada à quantidade de polioliol polimérico nas espumas (VILAR, 2004). O aumento da dureza pode significar perda de propriedades como redução da resistência à fadiga, do alongamento e aumento da deformação permanente (SOSNOSKI, 2012). Entende-se como uma resistência localizada à deformação, envolvendo uma complexa combinação de propriedades mecânicas, com uma relação inversa com a penetração. No caso de polímeros, é dependente do módulo de elasticidade e do comportamento viscoelástico (CARVALHO; FROLLINI, 1999).

Nos casos das SSs, existe a necessidade de que esses dispositivos mantenham a estabilidade do campo operatório, durante a realização do procedimento (LOPES, 2013). Para tanto, considera-se necessário que a dureza desses materiais seja suficiente para evitar a movimentação durante o ato cirúrgico. Em contrapartida, materiais de dureza elevada interferem na penetração das proeminências ósseas na SS, o que diminui a área de contato entre paciente e superfície, o que pode ocasionar em um aumento da pressão.

O ensaio de dureza foi realizado com o uso de um durômetro universal tipo *Shore A*, modelo HT 6510-A, marca Medtec[®], que avalia a força de resistência a certo deslocamento do penetrador. A escala A é aplicada em elastômeros e espumas. O durômetro possuía escala de 10 a 90 (A), faixa total 0 a 100 *Shore A* e resolução de 0,1. Uma indentação de 65% é comparável à força exercida por um adulto sentado (VILAR, 1998).

O durômetro foi inicialmente calibrado, inserindo o penetrador no orifício do bloco de teste calibrado. Aplicada força suficiente para fazer contato firme entre a superfície de topo do bloco de ensaio e do calcador. O durômetro foi considerado calibrado quando os valores apresentados coincidiram com o valor indicado pelo bloco teste, de 21,6 +/- 0,2 *Shore A* (Figura 22A).

Também foi realizada a calibragem alta do durômetro, na qual o penetrador é colocado sobre vidro plano, aplica-se força o suficiente para haver o contato entre a ponta de medição e o vidro. Nesse caso, as leituras entre 99,5 e 101 indicam calibração positiva (Figura 22B).



Figura 22: Calibração do durômetro, modelo HT 6510-A, marca Medtec[®], LPM. Uberlândia (MG), 2017.

Foram realizados testes com três corpos de prova de cada SS. Cada corpo de prova foi avaliado em nove pontos preestabelecidos por molde em formato de octógono. Cada ponto foi avaliado duas vezes, totalizando 18 medidas para cada corpo de prova (Figura 23).



Figura 23: Avaliação da dureza em nove pontos de medida, LPM. Uberlândia (MG), 2017.

A dureza foi expressa pela média das aferições nos pontos de medida e determinada pela unidade de medida Shore A.

5.2.3.2 Deformação Permanente à Compressão

As espumas viscoelásticas, quando expostas à tensão por longos períodos de tempo e a condições aumentadas de temperatura, passam por um processo de escoamento e deformação. Nos casos dos materiais poliuretanos sólidos, o mesmo processo pode ocorrer, porém a condições padronizadas de temperatura (SOSNOSKI, 2012).

Para o uso cirúrgico, SSs compostas por materiais que apresentam menor deformação permanente à compressão possibilitariam a manutenção das propriedades da SS durante o uso, além de uma maior durabilidade.

O ensaio consiste na medição da diferença entre as espessuras inicial e final dos corpos de prova das SSs, após uma determinada compressão, à temperatura, umidade relativa e tempo especificado. Este teste é normatizado pela norma ABNT NBR 8797 e foi utilizado para avaliar os diferentes níveis de deformação permanente à compressão dos materiais testados.

Para a realização do teste, foi confeccionado um dispositivo de compressão (Figura 24), constituído por duas placas rígidas metálicas e planas, equipado com dispositivo espaçador, que permitiu manter as placas a distâncias preestabelecidas. Foi adaptado ao dispositivo régua metálica milimetrada, marca ZAAS[®], que permitiu a definição das distâncias entre as placas, durante o processo de compressão. O dispositivo foi projetado e fabricado pelo técnico de laboratório do LPM. Os desenhos do projeto de confecção do dispositivo estão dispostos no Apêndice A.

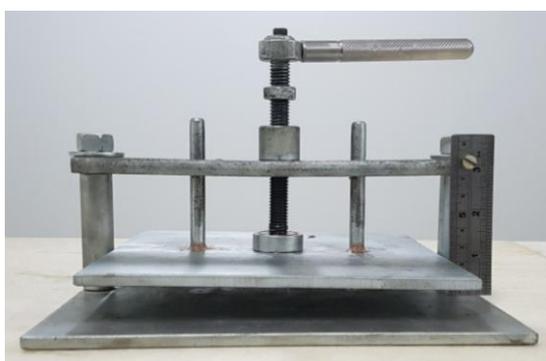


Figura 24: Dispositivo de compressão para o teste de deformação permanente à compressão. Uberaba (MG), 2017.

A determinação das espessuras das amostras foi realizada por meio de paquímetro analógico, previamente calibrado, com precisão de 0,05mm.

Para a manutenção da temperatura e umidade, foi utilizada estufa de secagem e esterilização digital, com circulação e renovação de ar (200°C), com dimensões internas 45 X 45 X 40 cm e dimensões externas 60 X 72 X 55 cm, com capacidade de 81 litros e 220 volts.

Com o intuito de evitar oscilações no fornecimento de energia à estufa, foi disponibilizada no laboratório uma rede específica 220V e realizados testes de leitura por profissional técnico especializado.

Antes do início dos ensaios, foi realizada curva térmica para verificação do tempo de estabilização da temperatura e de adequação da temperatura indicada pela estufa (T_i) em relação à temperatura mensurada (T_m), no interior da estufa. Para isso, foram avaliadas as temperaturas T_i e t_m durante um período de uma hora, com intervalos entre as medidas de cinco minutos.

A T_i foi determinada pela leitura do display digital, enquanto a temperatura mensurada foi avaliada com termômetro de mercúrio, conforme Figura 25.

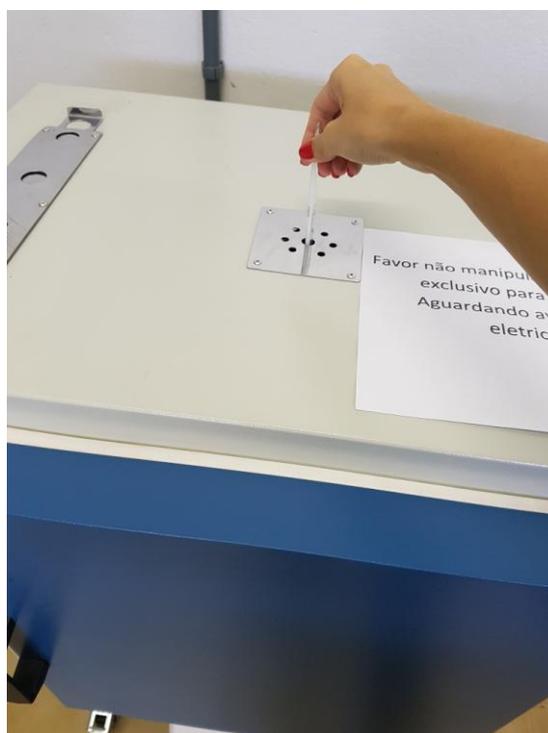


Figura 25: Aferição da temperatura no interior da estufa. Uberaba (MG), 2017.

O termômetro foi introduzido na estufa através de orifício superior de saída de fluxo de aço inox, com orifício central para acomodação de termômetro. O mesmo foi fixado de

forma que não comprometesse a leitura. Aguardado um período de cinco minutos e realizada a leitura inicial com a estufa desligada. Após a leitura, a estufa foi ligada e programada para atingir 80° C. A cada cinco minutos, foram realizadas as leituras de T_i e T_m . Quando t_m atingiu a temperatura necessária para o ensaio, realizou-se a leitura de T_i e foi realizada uma reprogramação para a manutenção dessa temperatura. A Figura 26 apresenta essas curvas.

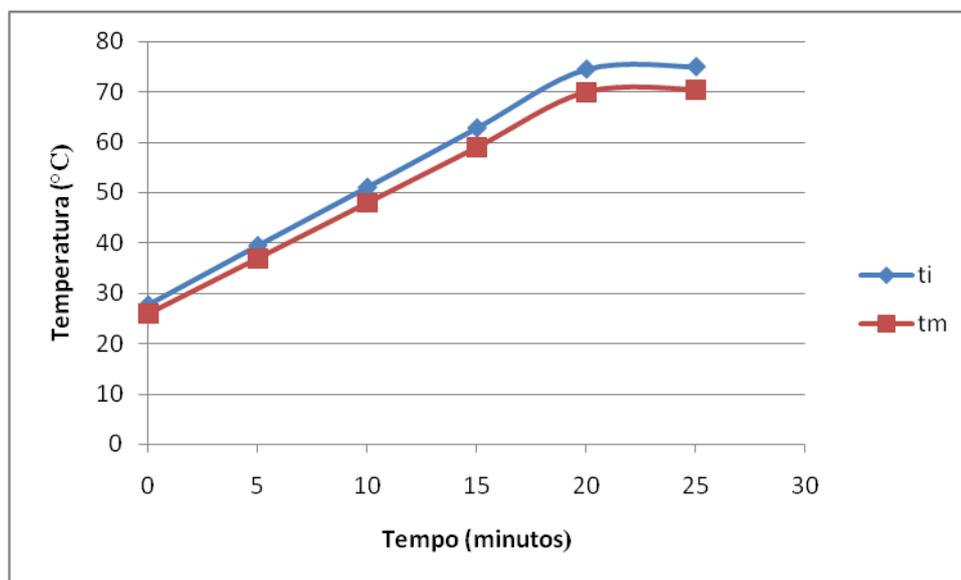


Figura 26: Curva térmica. Uberaba (MG), 2017.

Houve uma variação de t_i em relação à t_m , de acordo com a fórmula apresentada abaixo, na qual a constante k apresentou valor 0,94.

$$T_m = k \times T_i \quad (\text{IV})$$

Durante o ensaio, a temperatura interna foi mantida entre 70°C +/- 2°C, o que corresponde à temperatura indicada no leitor de 75°C, e umidade relativa de 5°C +/- 1°C. A temperatura ambiente foi mantida a 25°C, mantida por aparelho de ar condicionado e controlada por termômetro de mercúrio.

Foram ensaiados três corpos de prova de cada amostra. Para cada corpo de prova, foi mensurada com paquímetro analógico a espessura inicial i_0 em milímetros. Posteriormente, o corpo de prova foi colocado de forma centralizada, no dispositivo de compressão, e realizada compressão até 50% de sua espessura inicial (Figura 27). Imediatamente após a compressão, o dispositivo com corpo de prova foi colocado na estufa já aquecida e mantido por 22h nessas condições.

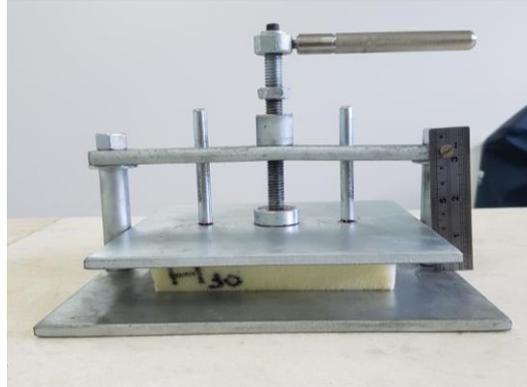


Figura 27: Compressão do corpo de prova a 50% de sua espessura inicial. Uberaba (MG), 2017.

Decorrido esse tempo, a estufa foi desligada, e o dispositivo com o corpo de prova foi retirado e colocado à temperatura ambiente (Figura 28). O corpo de prova foi imediatamente descomprimido e mantido em repouso por 30 minutos nas mesmas condições de temperatura inicial. Após o repouso, a espessura final i_1 foi mensurada.



Figura 28: Dispositivo de compressão e corpo de prova no interior da estufa. Uberaba (MG), 2017.

O procedimento foi repetido para todos os corpos de prova. A deformação permanente à compressão (DPC), expressa em porcentagem, foi calculada da seguinte forma:

$$DPC = \frac{i_0 - i_1}{i_0} \times 100 (\%) \quad (V)$$

De acordo com a norma ABNT NBR 8797, foi necessário repetir o ensaio com as espumas selada D45, a espuma soft D18 e espuma soft D28, por apresentarem valores com desvio-padrão de 20% da média. Nesses casos, as amostras iniciais foram desconsideradas, e três novos corpos de prova foram submetidos ao ensaio.

Foram utilizados, durante o ensaio, equipamentos de proteção individual (luvas térmicas, óculos de proteção e máscara com filtragem de ar).

O polímero viscoelástico possui propriedades diferentes das espumas. Em ensaio-piloto, um corpo de prova desse material não resistiu à temperatura de 70°C, como indicado pela norma ABNT NBR 8797, apresentando alteração de sua composição (Figura 29).

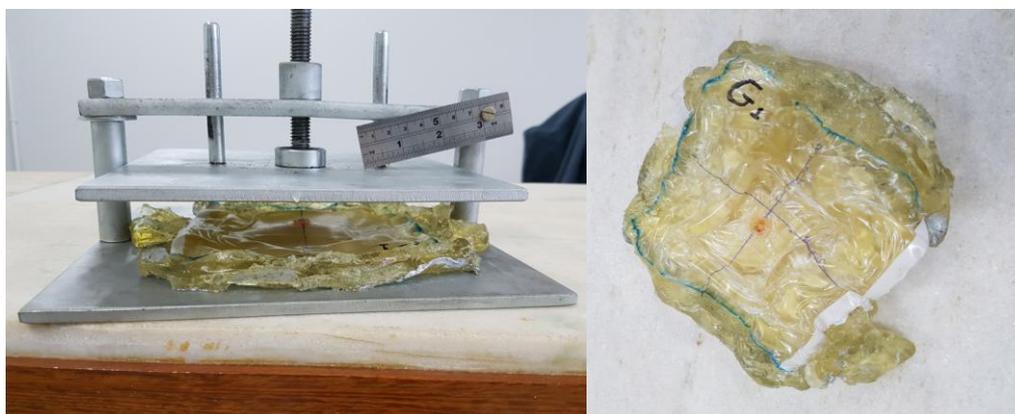


Figura 29: Resultado de teste-piloto de deformação permanente à compressão a 70°C do polímero viscoelástico. Uberaba (MG), 2017.

Foi utilizada a norma ASTM D 395-97, específica para materiais poliméricos e de recomendação do fabricante do polímero viscoelástico. A ASTM D 395-97 é utilizada para determinar a capacidade de materiais elastoméricos em manter suas propriedades elásticas, após prolongada compressão. O teste pode ser realizado em condições ambientais ou a temperaturas elevadas. No caso específico, a temperatura estipulada para o teste corresponde aos valores limítrofes de temperatura corporal (40°C), sugeridos pelo fabricante do produto. Foram realizadas deformações a 25%, conforme previsto na norma. Os tempos de permanência, repouso e o cálculo da deformação são os mesmos utilizados para as avaliações anteriores.

5.2.3.4 Força de Indentação

O ensaio de indentação consiste em penetrar um indentador ao corpo de prova, com o controle e registro da carga aplicada e da profundidade de penetração. Os dados obtidos geram uma relação força *versus* deslocamento (medida a partir da superfície da SS), o que caracteriza suas propriedades (SOSNOSKI, 2012).

Esse ensaio simularia a aplicação da massa corpórea às superfícies de suporte. À medida que o deslocamento aumenta, existe a necessidade de aplicação de maior força. A SS que possui a necessidade de maior aplicação de força para sua deformação suportaria melhor pacientes de maior massa.

A força de indentação corresponde à medida da capacidade de suporte de carga da espuma. Os níveis de perda de espessura, força de indentação e fator de conforto são normatizados pela norma NBR 9176 da ABNT. O ensaio consiste em comprimir um corpo de prova em 25%, 40% e 65% de sua espessura inicial através de um indentador de área-padrão e medir a força necessária para essas compressões.

Para a realização do teste, foi utilizada máquina de ensaio universal (MTS 810), provida de dispositivo de carga com precisão de cinco Newtons (N), placa de apoio para o corpo de prova, que consiste em chapa metálica rígida horizontal contendo furos de 8 mm, distanciados de aproximadamente 20 mm um do outro, o que permitiu o escape de ar durante o ensaio; indentador móvel metálico rígido, com diâmetro de 200mm (Anexo 04). A placa e o indentador foram projetados e fabricados pelo técnico de laboratório do LPM (Figura 30).

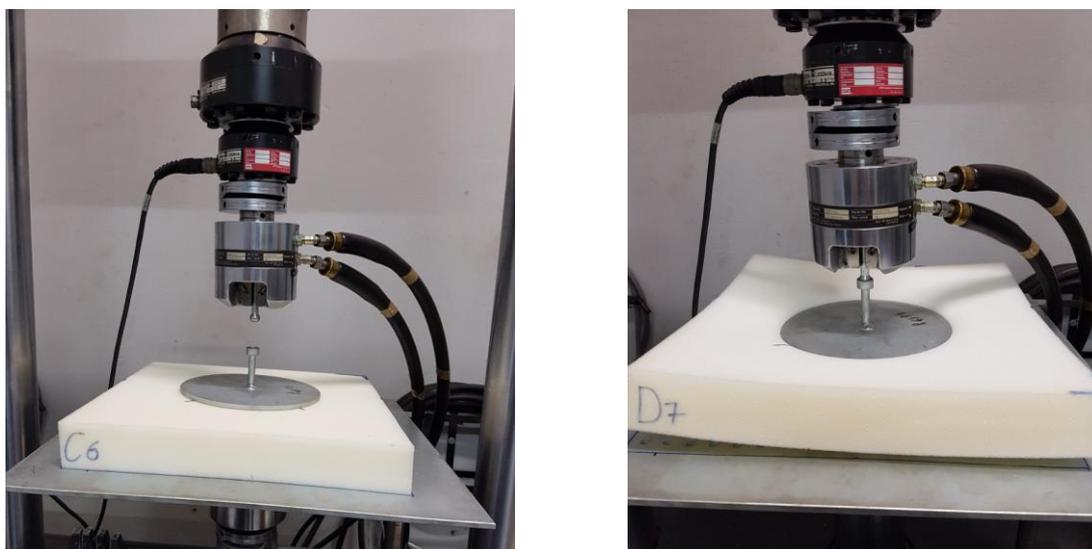


Figura 30: Teste de Força de Indentação, LPM. Uberlândia (MG), 2017.

Foram ensaiados três corpos de prova de cada amostra das SSs. O ensaio foi realizado na direção em que os dispositivos são utilizados habitualmente. O corpo de prova foi colocado sobre placa de apoio, centrado sob indentador. O indentador foi colocado em contato com a amostra, gerando uma pré-carga de $5N \pm 1N$. Por três vezes, o corpo de prova foi comprimido a 70% de sua espessura original a uma velocidade de 100 mm/min. Após essas pré-compressões, foi iniciado o ensaio com compressão de 25% da espessura original. Mantida a compressão por 30 segundos e mensurada a força de indentação a 25%. O mesmo procedimento foi realizado aumentando a compressão para 40 e 65%. O resultado do ensaio foi expresso pela média aritmética dos três ensaios efetuados para cada compressão (25%, 40% e 65%), considerando o Sistema Internacional de Unidades.

O fator de conforto foi determinado segundo as equações:

- Fator de conforto ASTM 3574 (FC_{ASTM})

$$FC_{ASTM} = \frac{\text{força de indentação a 65\%}}{\text{força de indentação a 25\%}} \quad (VI)$$

- Fator de conforto ISO 2439 (FC_{ISO})

$$FC_{ISO} = \frac{\text{força de indentação a 25\%} + \text{força de indentação a 65\%}}{\text{força de indentação a 40\%}} \quad (VII)$$

Para o polímero viscoelástico, por ser um objeto sólido, no qual durante a compressão não ocorre o escape de ar, foi realizado teste-piloto para verificar os valores de compressão máximos resistidos pela amostra, sem que a mesma se rompesse. O corpo de prova tolerou uma compressão máxima de 30%, ocorrendo extravasamento de seu material a compressões maiores. Por esse fato, foi realizada compressão inicial a 30%, e foram utilizadas compressões proporcionais de 15%, 22% e 30% para essa SS.

5.2.3.5 Fadiga Dinâmica

Os testes de fadiga dinâmica caracterizam-se pela aplicação de uma carga alternada por meio de um indentador. A fadiga é usualmente descrita como a perda do suporte de carga ou espessura em função do tempo de uso. O aumento da quantidade de água na formulação do

colchão resulta em maior perda de suporte de carga, atribuída ao maior teor de poliureia e mais ligações de hidrogênio (VILAR, 1998).

O objetivo do ensaio é avaliar o desempenho do dispositivo ao deitar e sentar, por meio da aplicação de carga específica alternante pelo indentador (SOSNOSKI, 2012). O ensaio simularia a situação em ambiente cirúrgico do deitar e levantar dos pacientes durante cada procedimento, com o intuito final de avaliar se houve perda de suas propriedades no decorrer do uso, no caso interpretado pela perda de espessura e da força de indentação.

Os procedimentos seguiram regulamentação da norma ABNT NBR 9177, relacionada aos testes para a determinação de fadiga dinâmica. O teste simula as perdas ocorridas sob condições reais de uso. O ensaio consiste em comprimir o corpo de prova repetidamente por meio de um indentador que contém área menor do que a área do corpo de prova. A deformação máxima atingida, durante cada ciclo, deve ser mantida dentro de limites especificados. Através da determinação das espessuras inicial e final e da força de indentação, expressa-se o resultado em perdas percentuais de espessura e força de indentação.

O equipamento utilizado foi a MTS 810 do LPM, descrita anteriormente. Os dispositivos acoplados à máquina foram os mesmos utilizados no ensaio anterior.

Foram ensaiados três corpos de prova de cada amostra. A posição do corpo de prova foi disposta conforme a direção em que a mesma é utilizada usualmente. O ambiente foi condicionado à temperatura de 25°C, sem necessidade de controle de umidade.

Um equipamento foi projetado e fabricado pelo LPM, para que fosse possível realizar as medidas de espessura no centro do corpo de prova, local em que as compressões foram realizadas. O dispositivo foi composto por base plana rígida e nivelada, acoplada a uma haste vertical de metal. Integrado à haste foi disposto um braço de metal móvel, ao qual foi fixado um paquímetro analógico calibrado, marca Digimess[®], em posição vertical.

O braço do dispositivo foi fixado de forma que a distância entre o paquímetro à base foi de 56 mm. Para a realização da medida das amostras, o corpo de prova foi posicionado abaixo do paquímetro de forma centralizada. Medida a distância entre o paquímetro e a superfície do corpo de prova (d). A espessura registrada foi determinada pela fórmula abaixo:

$$\text{Espessura do Corpo de Prova (mm)} = 56 \text{ (mm)} - d \quad (\text{VIII})$$

Foi utilizado foco de luz para a realização das leituras. A espessura inicial (E_0) foi determinada antes da realização das compressões, conforme Figura 31. Além disso, foi

Ao final do teste, determinadas a espessura final (E_f) e a força de indentação (FI_f). A perda de espessura (P_E) é expressa em porcentagem e foi determinada pela equação:

$$P_E = \frac{(E_0 - E_f)}{E_f} \times 100 \quad (X)$$

A perda de força de indentação (P_{FI}) é expressa em porcentagem e foi calculada pela equação:

$$P_{FI} = \frac{(FI_0 - FI_f)}{FI_0} \times 100 \quad (XI)$$

5.3 ETAPA II: AVALIAÇÃO DE PRESSÃO SOBRE SUPERFÍCIES DE SUPORTE

Nesta etapa, foram descritos todos os procedimentos utilizados para a avaliação dos níveis de pressão sob as regiões de proeminência óssea occipital, subescapular, sacral e calcânea direita e esquerda.

A escolha dessas regiões pautou-se na literatura, por serem consideradas na posição de decúbito dorsal as regiões que apresentam maior incidência de LPP (KOSIAK, 1959; CARNEIRO; LEITE, 2011).

5.3.1 Local

A segunda fase do estudo foi realizada na Unidade de Centro Cirúrgico do Hospital de Clínicas da Universidade Federal do Triângulo Mineiro (HC/UFTM). Foi utilizada sala de operação contendo MOP e colchão-padrão, para manutenção das mesmas condições à que os pacientes são submetidos, durante procedimento cirúrgico. Esta sala foi utilizada após limpeza terminal.

O Centro Cirúrgico é composto por 12 salas de operação. O estudo foi realizado durante o final de semana (sábado e domingo) manhã, tarde e noite, e em dias úteis no período noturno, considerando que nestes períodos não ocorrem cirurgias eletivas.

5.3.2 Amostra

Para a aferição da pressão exercida por proeminências ósseas, foram convidados a participar do estudo adultos saudáveis da comunidade, com 18 anos ou mais, de ambos os

sexos. Como não existe um desfecho determinado na literatura sobre a variável pressão de interface, foi selecionada uma amostra inicial de 20 participantes, sendo posteriormente realizada análise do poder. Para a estimativa do poder estatístico, foi determinado um nível de significância de 0,05.

Foi calculado o poder observado das diferenças médias de pressão de pico das SSs. Foi atingido poder de 99% dentro dos limites de precisão do programa estatístico. Em termos clínicos e práticos, houve diferença de pressão de pico máxima entre as SSs, o que justifica a não inclusão de mais participantes no estudo.

5.3.2.1 Critérios de Inclusão

Foram incluídos no estudo participantes de ambos os sexos, com 18 anos ou mais.

5.3.2.2 Critérios de Exclusão

Foram excluídos do estudo pessoas que possuíam lesões de pele, comprometimento em proeminências ósseas ou ausência de algum membro.

5.3.3 Procedimentos de Coleta de Dados

Os participantes foram convidados a participar do estudo de forma voluntária, escolhidos aleatoriamente na comunidade. Os mesmos foram avaliados em relação aos critérios de inclusão e exclusão, esclarecido o objetivo da realização do estudo e recolhido Termo de Consentimento após Esclarecimento (TCE) de cada participante (Apêndice B).

Foi solicitado aos participantes que permanecessem de roupas íntimas e vestissem camisola leve com abertura posterior, confeccionada para o estudo. Foram aferidas a massa (M) e a altura (A) de cada participante e calculado o IMC, segundo a fórmula a seguir:

$$\text{IMC} = \frac{M}{A^2} \quad (\text{XII})$$

Para aferição da massa, foi utilizada balança para adulto analógica, marca Filizola®, previamente calibrada, com precisão de 100 gramas. Os participantes foram pesados descalços, em pé e com membros superiores estendidos ao longo do corpo. A balança foi

protegida com folha de papel-toalha de massa insignificante antes de cada pesagem, e trocada a cada voluntário avaliado.

A estatura foi mensurada em estadiômetro vertical graduado em centímetros e milímetros. Os participantes foram posicionados descalços, com os calcanhares unidos e os pés formando um ângulo de 45°, em posição ereta, com olhar fixo para o horizonte. A leitura foi avaliada no centímetro mais próximo, quando a haste horizontal da barra vertical da escala de estatura encostou-se à cabeça do participante (OMS, 2000).

A classificação nutricional foi determinada, segundo Organização Mundial de Saúde (2006).

Quadro 6: Classificação do Índice de Massa Corporal (IMC) – OMS (2000)

IMC (kg/m²)	Classificação Nutricional
Abaixo de 18,5	Magreza
18,5 – 24,9	Eutrófico
24,9 – 29,9	Sobrepeso
30 ou mais	Obesidade

A avaliação da pressão foi realizada nas regiões occipital, subescapular, sacral e calcâneas. A pressão foi mensurada com auxílio de malha de sensores pertencente ao LPM, adquirido com recurso do projeto PGPTA CAPES 59/2014. Foi utilizado dispositivo patenteado pela empresa Tekscan®, denominado Sistema *CONFORMat*®, composto por um software clínico baseado no *Microsoft Windows*. O sensor *CONFORMat*® é um sensor fino, flexível e confortável. Os elementos sensores movem-se independentemente uns dos outros, nos eixos X, Y e Z. Isso permite uma interferência mínima do sensor com a interface de superfície de suporte avaliada.

O sensor *CONFORMat*® é constituído por 1.024 pontos individuais de detecção de pressão, denominados "elementos sensores" ou "sensórios". Os elementos sensores são dispostos em linhas e colunas no sensor (Figura 32). Cada elemento sensor pode ser visto como um quadrado individual na tela do computador, selecionando o modo de exibição 2-D. O *software* usa um mapa para converter a pressão detectada pelo *hardware* nos dados de pressão e exibir corretamente a saída do sensor na janela em tempo real.

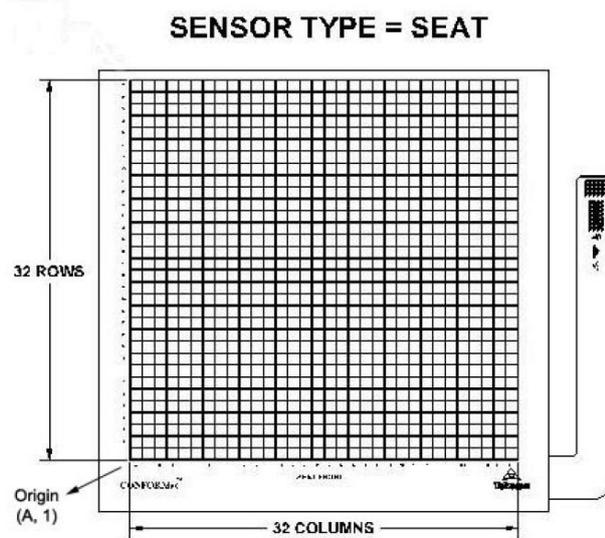


Figura 32: Malha de sensores. Fonte: Manual do Sistema CONFORMat.

O identificador do sensor USB recolhe os dados do sensor e processa-os de forma a poderem ser enviados facilmente para o computador. O punho tem uma trava em sua parte superior. A patilha do sensor é colocada na alça do sensor. O cabo USB anexado ao identificador é então conectado diretamente ao computador por meio da porta USB (Figura 33). O sensor foi previamente calibrado com auxílio de objeto de massa conhecida em cada SS. No momento das avaliações, as calibrações eram alteradas de acordo com a SS avaliada.

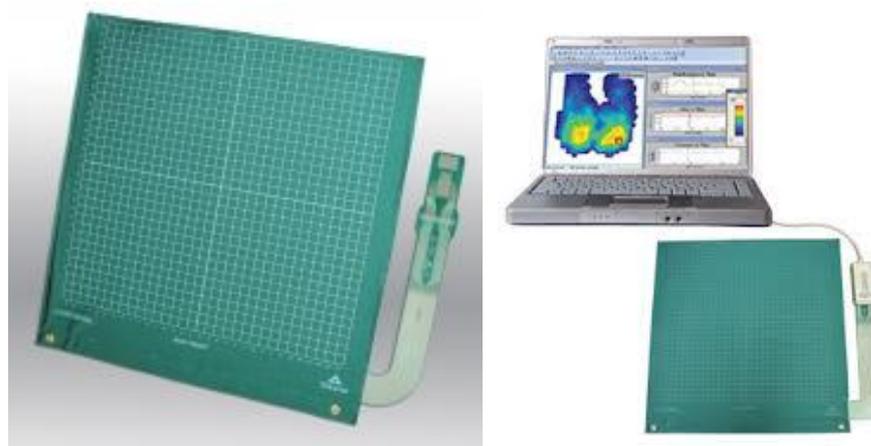


Figura 33: Malha de sensores ligados pelo identificador ao cabo USB. Fonte: Manual do Sistema CONFORMat®.

A avaliação foi realizada uma vez em MOP (controle) e uma vez sobre cada uma das SS. As SSs avaliadas foram polímero viscoelástico, espuma selada densidade 28, espuma

selada densidade 33, espuma selada densidade 45, espuma soft densidade 18, espuma soft densidade 28. Todas essas SSs foram sobrepostas ao colchão da MOP.

A espuma vinílica acetinada foi excluída da segunda etapa do estudo, devido aos resultados encontrados na etapa I.

O colchão da mesa-padrão da região occipital foi ilustrado na Figura 34A e 34B. Nesta pesquisa, a mesa cirúrgica utilizada para a coleta dos dados era da marca Barfab[®].

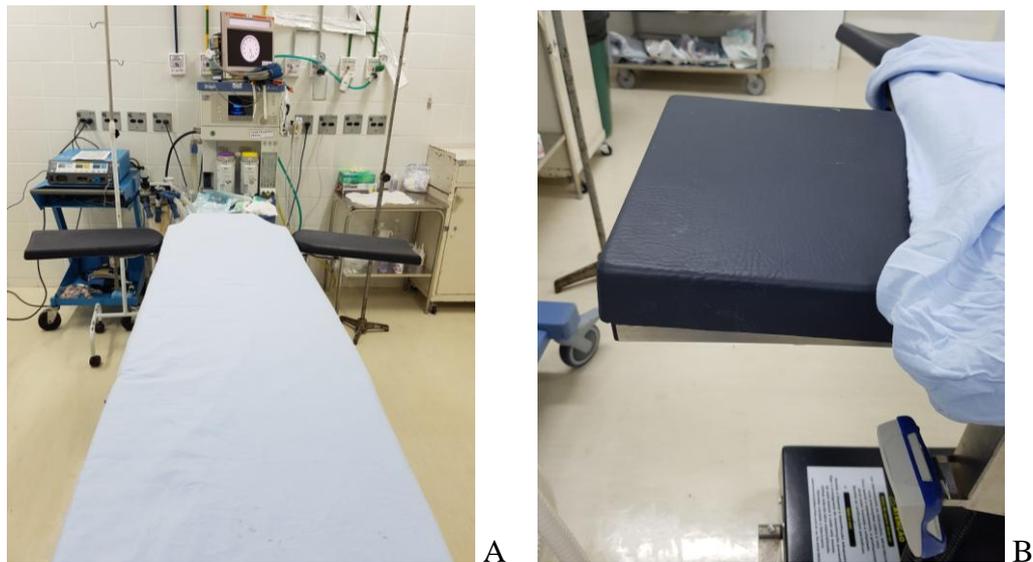


Figura 34: Mesa de operação padrão utilizada na coleta de dados. Uberaba (MG), 2017.

A Figura 35 apresenta o polímero viscoelástico sobre colchão de MOP.



Figura 35: Polímero viscoelástico sobre a mesa de operação padrão. Uberaba (MG), 2017.

Antes de colocar o voluntário sobre o sensor CONFORMat[®], foi certificado se o sensor estava de forma plana contra a superfície e avaliado com a palma da mão sobre todas as áreas do sensor para alisá-las e certificar que nenhum sensor estivesse girado ou virado.

Para a medição, o voluntário permaneceu em posição supina por tempo de um minuto para cada região avaliada, período necessário para a realização do filme de frames de detecção da imagem.

Aos voluntários, foi solicitado que se declarassem em condições de relaxamento, para que a gravação do filme fosse iniciada. Foi solicitado que evitassem mover-se ou falar durante a sessão de medição (evitar movimentos). Foram determinados os valores de pressão de pico média, em milímetros de mercúrio (mmHg).

O registro das imagens foi realizado em três etapas. A primeira abrangeu as regiões occipital e subescapular (Figura 36A). Posteriormente, a malha de sensores foi posicionada sob região sacral para a realização do segundo registro (Figura 36B). Em seguida, o sensor foi reposicionado sob região calcânea (Figura 36C), momento em que foi realizado a última captura.

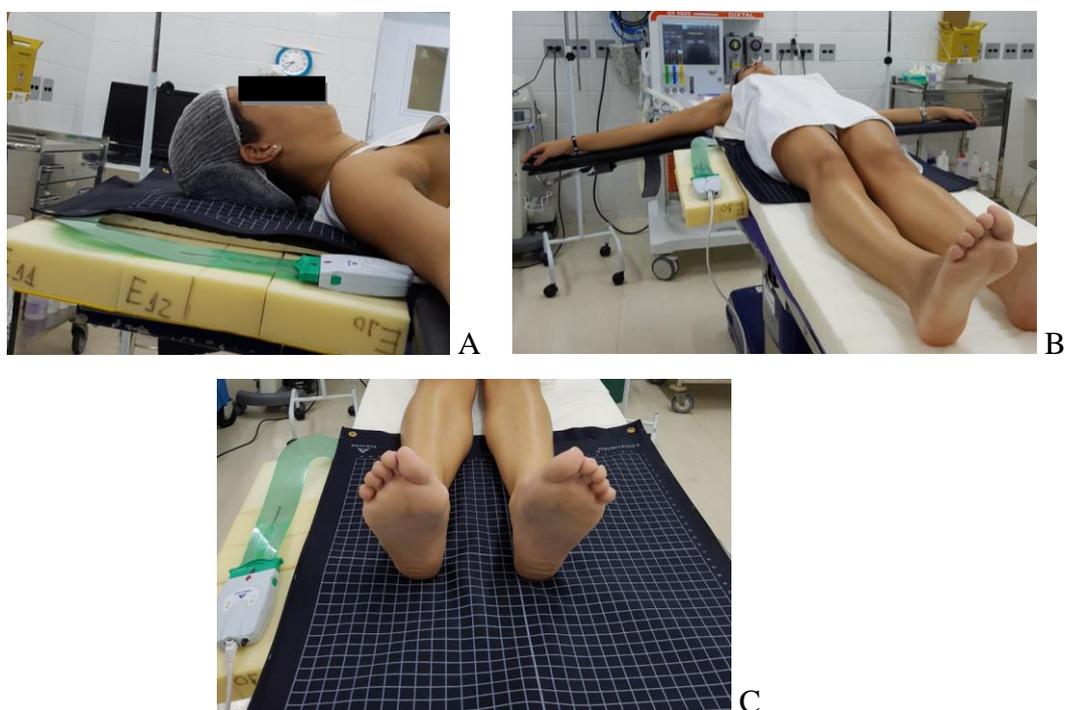


Figura 36: Posicionamento da malha de sensores (imagem representativa). Uberaba (MG), 2017.

Foram determinados os valores de força (F), pressão total da área do box (PB) que identifica a proeminência óssea, a pressão de pico máxima (PPmáx) determinada por um sensor e a pressão de pico média (PPméd) calculada pelo sensor (Figuras 37 e 38). Os participantes permaneceram em posicionamento cirúrgico dorsal, durante o período de um minuto, para cada área avaliada, período necessário para a realização do filme de frames de detecção da imagem. Aos voluntários, foi solicitado que se declarassem em condições de relaxamento, para que a gravação do filme fosse iniciada. Foi solicitado que evitassem mover-se ou falar durante a sessão de medição (evitar movimentos).

Foi elaborado um álbum de imagens de cada voluntário, separados por proeminência óssea e IMC, apresentado em Apêndice C.

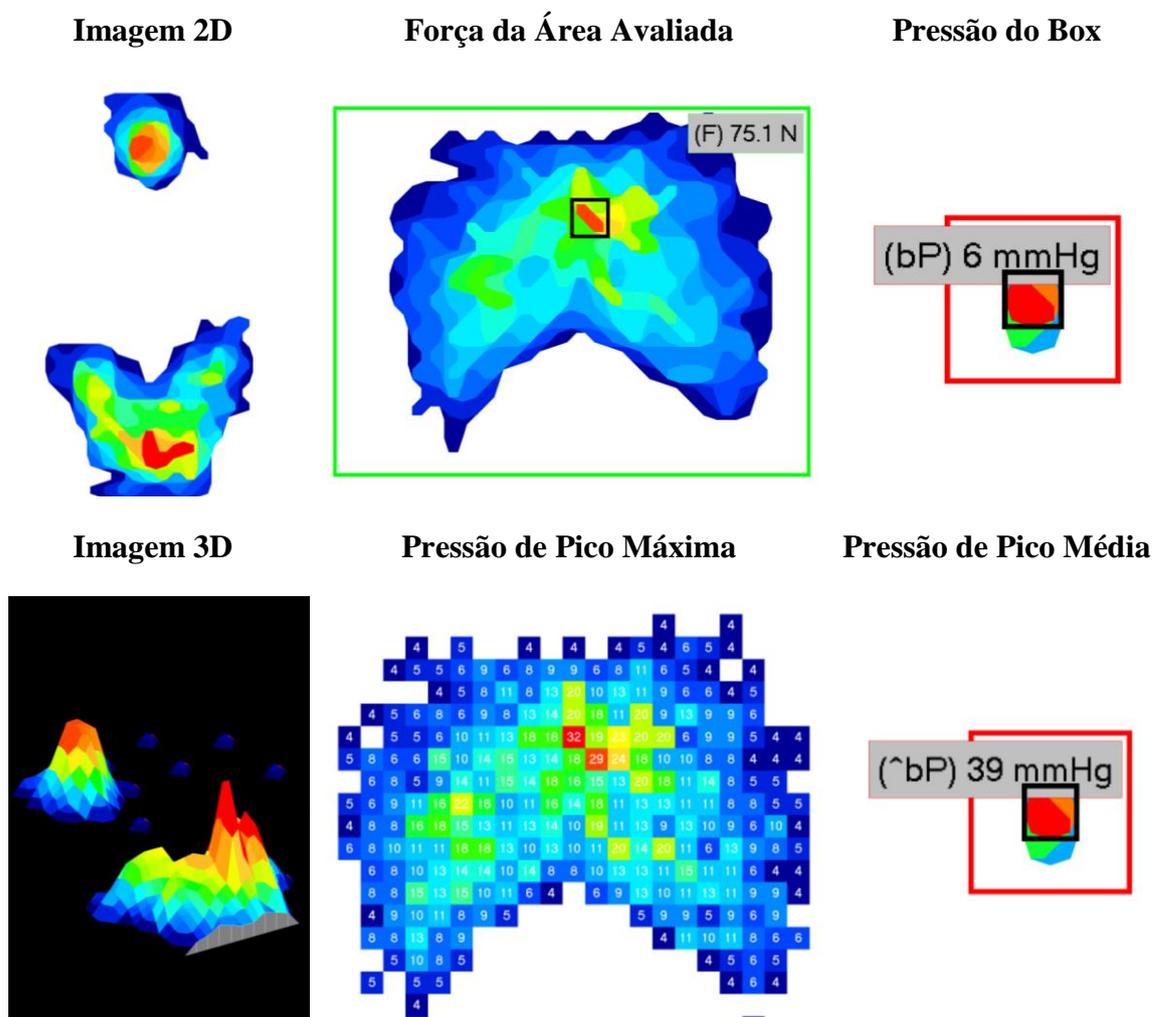


Figura 37: Modelos de captura das imagens pelo sensor CONFORmat[®]. Uberaba (MG), 2017.



Figura 38: *Software* CONFORmat[®] conectado à malha de sensores. Uberaba (MG), 2017.

A força foi determinada em Newtons (N) e a pressão, em milímetros de mercúrio (mmHg). Os dados foram coletados em instrumento de coleta confeccionado pelos próprios autores (Apêndice D).

5.4 VARIÁVEIS DO ESTUDO

As variáveis deste estudo estão relacionadas à caracterização das SSs, aos ensaios mecânicos e à intervenção. O quadro a seguir dispõe estas variáveis e sua forma de apresentação.

Quadro 7: Variáveis do estudo. Uberaba (MG), 2017.

Caracterização Etapa I	
Variável	Apresentação
Tipos de SS	Espuma selada D28, espuma selada D33, espuma selada D45, espuma soft D18, espuma soft D28, polímero viscoelástico, espuma vinílica acetinada.
Superfície de uso habitual	Mesa de operação padrão
Densidade	Gramas por centímetros cúbicos (g/cm ³)
Dureza	Adimensional
Testes Etapa I	
Variável	Apresentação
Deformação Permanente	Expressa em porcentagem (%)
Força de Indentação	Newtons (N)

Fator Conforto	Adimensional
Fadiga Dinâmica	Expressa em porcentagem (%)
Caracterização Etapa II	
Variável	Apresentação
Sexo	Masculino e Feminino
Idade	Anos completos
Índice de Massa Corporal	Quilogramas por metro quadrado (Kg/m ²)
Classificação Nutricional	Magreza, Eutrófico, Sobrepeso, Obesidade
Intervenção Etapa II	
Variável	Apresentação
Força exercida na área de proeminência óssea	Newtons (N)
Pressão exercida na área de proeminência	Milímetros de mercúrio (mmHg)
Pressão de pico máxima	Milímetros de mercúrio (mmHg)
Pressão de pico média	Milímetros de mercúrio (mmHg)

5.5 PROCESSAMENTO DOS DADOS

Os dados foram organizados em planilhas do programa *Excel*® em dupla entrada, realizada validação da dupla digitação e posteriormente transportados para o programa estatístico *Statistical Package for the Social Sciences (SPSS)* versão 20.0 for Windows.

5.6 ANÁLISE DOS DADOS

As variáveis qualitativas (tipos de SSs, sexo, classificação nutricional) foram analisadas segundo estatística descritiva por meio da distribuição de frequência absoluta e percentual e tabelas de contingência, enquanto para as variáveis quantitativas (densidade, dureza, deformação permanente, força de indentação, fator conforto, fadiga dinâmica, idade, IMC, força exercida na área de proeminência óssea, pressão exercida na área de proeminência óssea, pressão de pico máxima e pressão de pico média) foram utilizadas medidas descritivas de centralidade (média) e de dispersão (desvio-padrão - DP) e valores mínimos e máximos.

Para verificar se existia diferença significativa entre as SSs avaliadas em relação à pressão exercida nas proeminências ósseas occipital, subescapular, sacral e calcânea, foi realizado teste Anova para medidas repetidas a um fator.

Para verificar a existência de diferença estatística, segundo a classificação nutricional (magreza, eutrófico, sobrepeso e obesidade), em relação às variáveis numéricas, foi realizado teste Anova para medidas repetidas para mais de um fator.

O nível de significância estatística considerado foi de 95%, ou seja, $\alpha=0,05$.

5.7 ASPECTOS ÉTICOS

A presente investigação iniciou após a aprovação do projeto pelo Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) da Universidade Federal do Triângulo Mineiro (UFTM), seguindo os preceitos da Resolução CNS 466/2012 do Ministério da Saúde (CAAE 48855615.6.0000.5154).

O Termo de Consentimento Livre e Esclarecido foi criado em conformidade com as orientações do Comitê de Ética em Pesquisa da UFTM (Apêndice B) e foi obtido pela pesquisadora antes da realização do estudo, na Etapa II, imediatamente após serem dados os esclarecimentos necessários aos participantes da pesquisa.

5.8 FINANCIAMENTO

A presente pesquisa recebeu auxílio financeiro do projeto Programa de Apoio à Pós-Graduação e à Pesquisa Científica e Tecnológica em Tecnologia Assistiva no Brasil (PGPTA) CAPES 59/2014.

6 RESULTADOS

6.1 ETAPA I

6.1.1 Caracterização dos Corpos de Prova

Os corpos de prova foram caracterizados em relação à massa, à espessura, ao volume, à densidade e à dureza.

Na Figura 39, são apresentados os valores médios de massa obtidos para as espumas: selada D28; selada D33; selada D45; soft D18; soft D28; EVA e o polímero viscoelástico. Inicialmente os valores de incerteza expandida foram apresentados na Figura 39 por meio das barras de erros, no entanto não foi possível observá-los, uma vez que são muito pequenos quando comparados com os valores médios.

Verifica-se que o maior valor de incerteza expandida (95,45%) e de desvio-padrão (68,27%) foi de 0,09 g ($k=1,96$) e de 0,10 g, respectivamente para a espuma selada D33, enquanto o menor valor foi observado para o polímero viscoelástico, com desvio-padrão igual a zero e incerteza expandida de 0,01 g ($k=1,96$), indicando uma excelente precisão dos valores obtidos.

Os corpos de prova obtiveram um comportamento homogêneo em relação aos valores de massa, exceto em relação ao polímero viscoelástico que apresentou uma variação de massa de 130,20g. Justifica-se a diferença entre as amostras devido à forma de confecção dos corpos de prova para essa SS. Mesmo utilizando gabarito para a confecção dos mesmos, o material possui propriedade elástica, o que resultou em pequenas alterações das dimensões dos corpos de prova, após o corte das amostras. Essa variância da dimensão implicou em divergências no valor das massas. Porém, essa variação no tamanho está prevista nas normas utilizadas, o que não implicará problemas nos resultados.

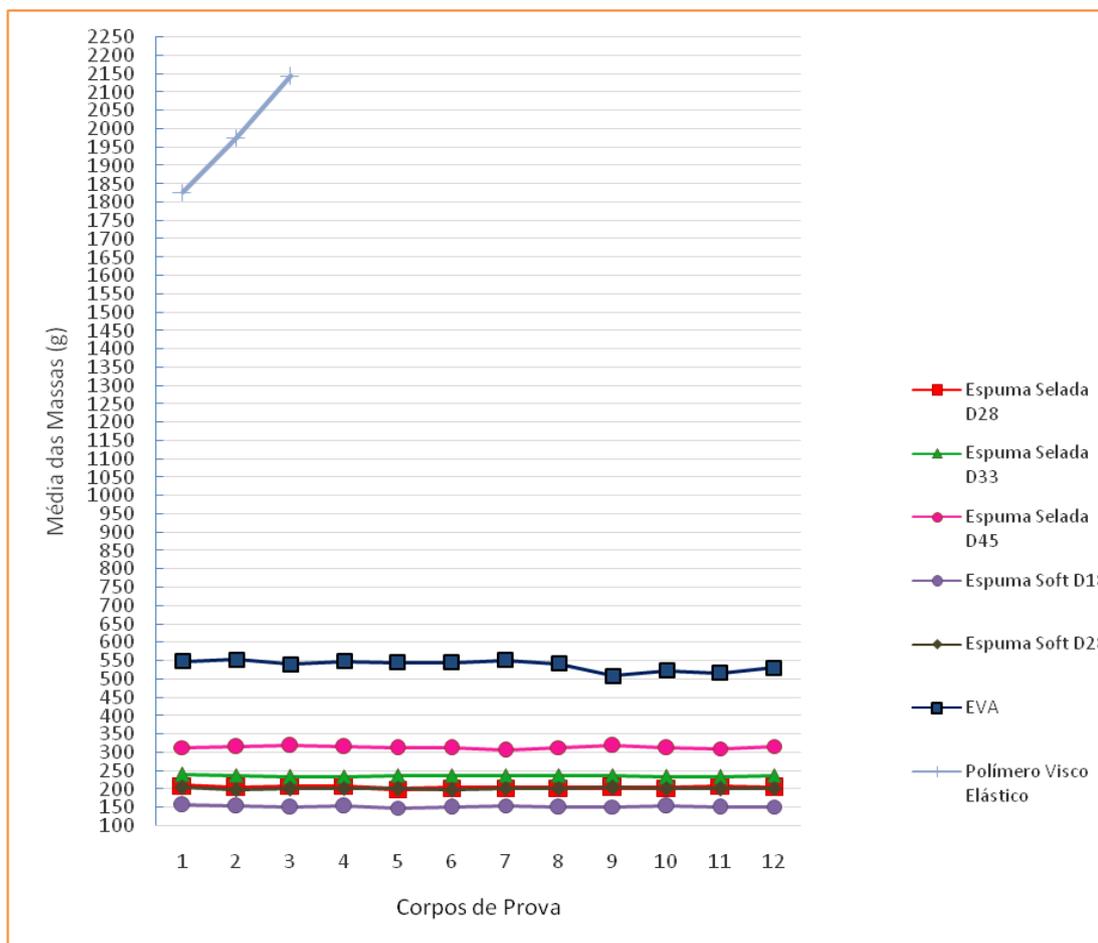


Figura 39: Valores médios de massa (g) dos corpos de prova. Uberaba (MG), 2017.

A Tabela 1 apresenta os valores médios e desvio-padrão das massas dos corpos de prova.

Tabela 1: Distribuição dos valores médios e desvio-padrão das massas (g) dos corpos de prova. Uberlândia (MG), 2017.

Massa	Corpos de Prova							
	Espuma Selada D28	Espuma Selada D33	Espuma Selada D45	Espuma Soft D18	Espuma Soft D28	Espuma Vinílica Acetinada	Polímero Viscoelástico	
Média (g)	204,35	235,95	313,49	151,84	201,65	537,76	1974,73	
DP	2,58	2,21	3,46	2,10	1,69	14,54	130,20	

As dimensões das amostras respeitaram as exigências das normas utilizadas na Etapa I desta pesquisa, exceto em relação à espessura da espuma vinílica acetinada e do polímero

A densidade dos corpos de prova variou entre 0,02 g/cm³ e 1,12 g/cm³. A espuma de menor densidade foi a soft D18, seguida das espumas selada D28, espuma soft D28, espuma selada D33, espuma selada D45, espuma vinílica acetinada e polímero viscoelástico.

A Figura 41 ilustra a diferença de densidade dos corpos de prova.

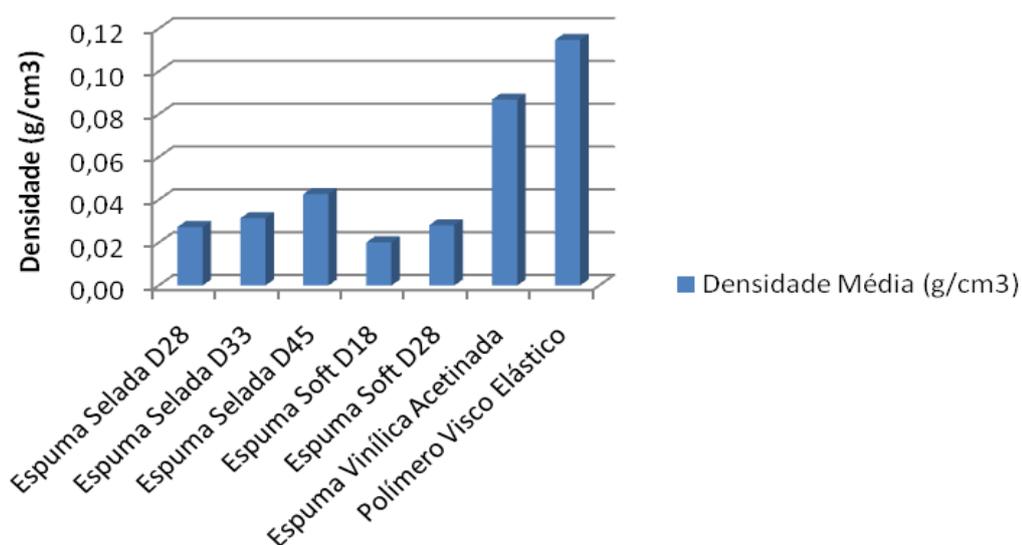


Figura 41: Valores médios das densidades (g/cm³) dos corpos de prova. Uberaba (MG), 2017.

A Tabela 3, a seguir, dispõe os valores médios e desvio-padrão das densidades (g/cm³) dos corpos de prova.

Tabela 3: Distribuição dos valores médios e desvio-padrão da densidade dos corpos de prova. Uberaba (MG), 2017

Densidade (g/cm ³)	Corpos de Prova						
	Espuma Selada D28	Espuma Selada D33	Espuma Selada D45	Espuma Soft D18	Espuma Soft D28	Espuma Vinílica Acetinada	Polímero Viscoelástico
Média	0,0274	0,0314	0,0427	0,0201	0,0282	0,0869	0,1148
DP	0,0003	0,0003	0,0035	0,0001	0,0002	0,0016	0,0064

Em relação à dureza, os corpos de prova apresentaram valores variando de 3,52 a 26,29 Shore A, das quais a espuma selada D45 obteve menor valor e a espuma vinílica acetinada, maior valor. A Figura 42 apresenta a diferença de dureza dos materiais.

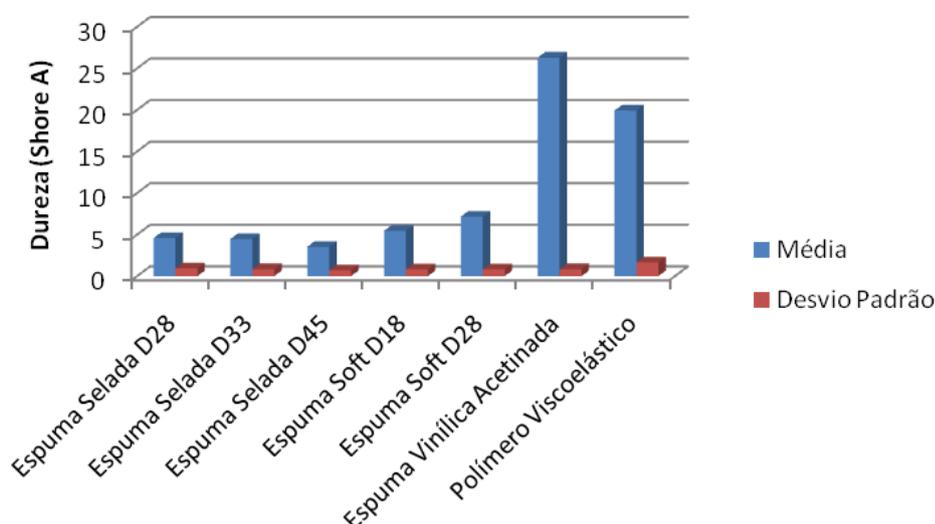


Figura 42: Valores médios e desvio-padrão das durezas dos corpos de prova. Uberaba (MG), 2017.

A Tabela 4, a seguir, apresenta os valores médios e desvio-padrão da dureza dos corpos de prova.

Tabela 4: Distribuição dos valores médios e desvio-padrão da dureza (Shore A) dos corpos de prova. Uberaba (MG), 2017.

Dureza (Shore A)	Corpos de Prova						
	Espuma Selada D28	Espuma Selada D33	Espuma Selada D45	Espuma Soft D18	Espuma Soft D28	Espuma Vinílica Acetinada	Polímero Viscoelástico
Média	4,58	4,46	3,52	5,45	7,16	26,29	19,92
DP	0,94	0,84	0,69	0,83	0,82	0,84	1,66

6.1.2 Deformação Permanente à Compressão

Os corpos de prova foram mensurados em relação à sua espessura inicial e final com o uso de paquímetro analógico. Foram realizadas cinco medidas de cada amostra, considerando o valor final a média desses valores.

As Figuras 43 e 44 apresentam os valores médios de espessura e incerteza expandida para os corpos de prova da espuma selada D28, espuma selada D33, espuma selada D45, espuma soft D18, espuma soft D28, EVA e do polímero viscoelástico.

A Figura 43 apresenta os valores de espessura e incerteza antes do ensaio de deformação permanente à compressão, enquanto a Figura 44 apresenta esses valores após a realização do ensaio.

Antes da realização do ensaio de deformação permanente à compressão, verifica-se que o valor da incerteza expandida variou de 0,06 mm a 0,44 mm; com menor valor encontrado na EVA ($k= 1,96$) e maior valor para a espuma soft D28 ($k= 2,776$), o que indica excelente precisão dos valores obtidos (Figura 43).

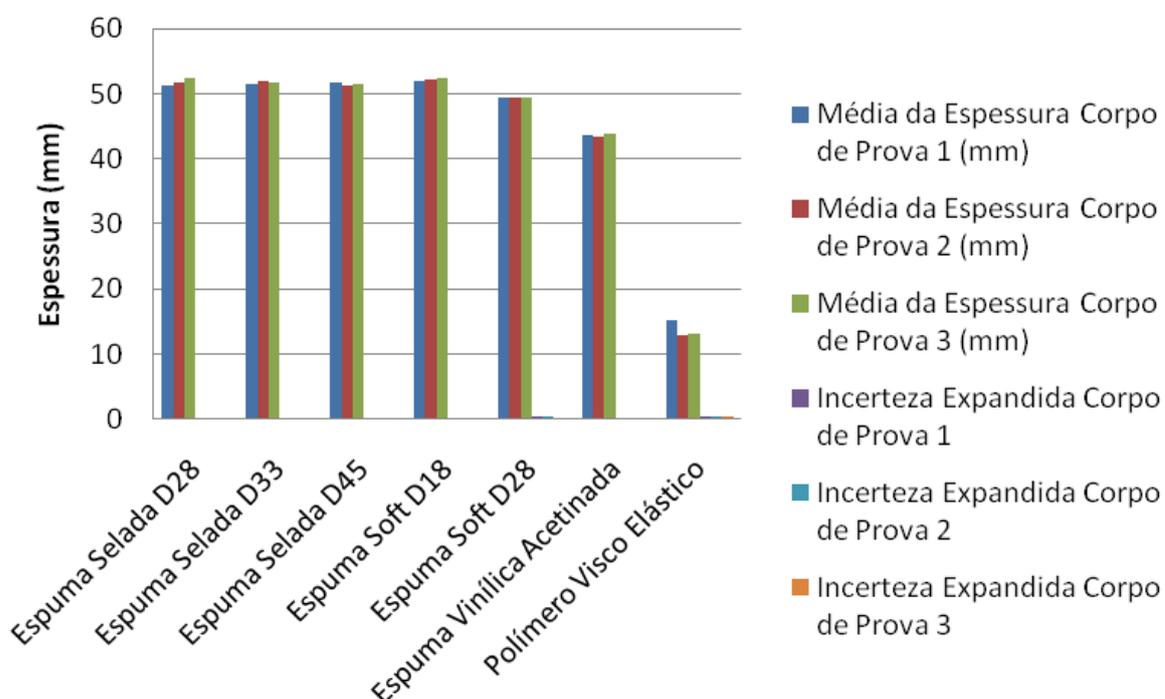


Figura 43: Espessura média (mm) e incerteza expandida (mm) dos corpos de prova antes da realização do ensaio de deformação permanente à compressão. Uberaba (MG), 2017.

Após a realização do ensaio de deformação, a incerteza expandida variou de 0,06 mm a 0,35 mm, nas espumas selada D33 ($k= 1,96$) e na espuma soft D28 ($k= 2,776$), respectivamente (Figura 44).

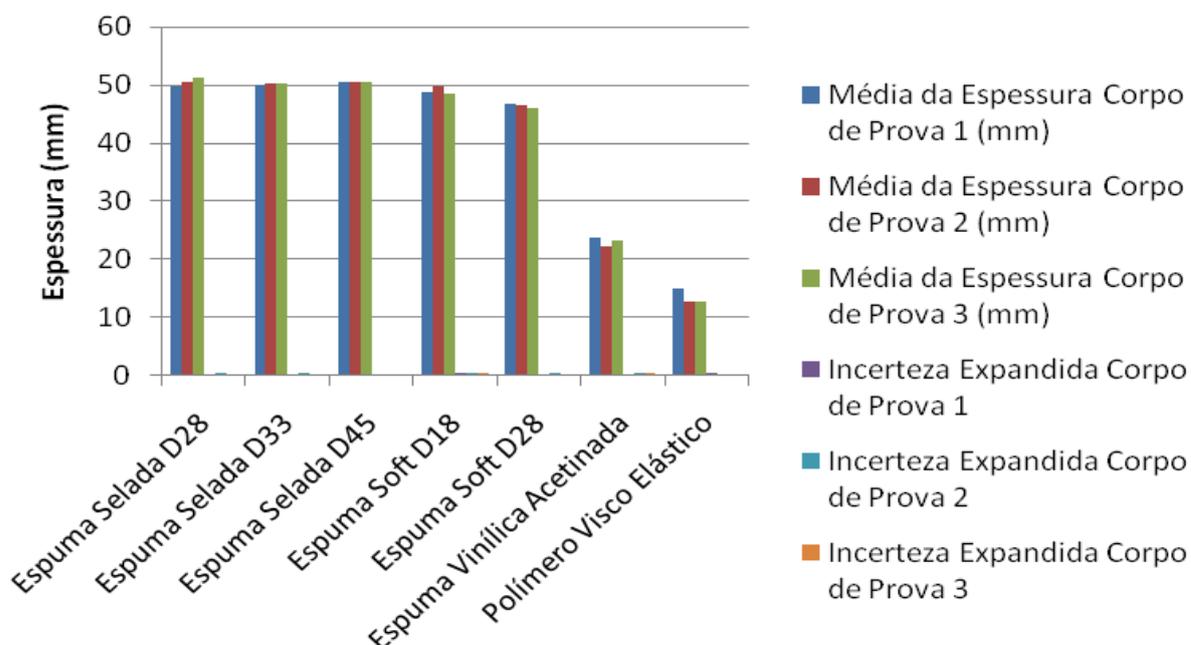


Figura 44: Espessura média (mm) e incerteza expandida (mm) dos corpos de prova após a realização do ensaio de deformação permanente à compressão. Uberaba (MG), 2017.

Como os valores de incerteza foram próximos a zero, sua representação gráfica fica rente ao eixo das abscissas (eixo x) e de difícil visualização, uma vez que são valores ínfimos quando comparados aos valores médios da espessura.

Os valores das espessuras iniciais (i_0), espessura final (i_1), da deformação permanente à compressão (DPC) e os valores médios e desvio-padrão da DPC estão dispostos na Tabela 5.

Tabela 5: Distribuição dos valores de espessura inicial (i_0), espessura final (i_1), da deformação permanente à compressão (DPC) e os valores médios e desvio-padrão da DPC dos corpos de prova. Uberaba (MG), 2017.

Corpos de Prova		i_0 (mm)	i_1 (mm)	DPC (%)	Média (%)	DP
Espuma Selada D28	A10	51,30	49,72	3,08	2,59	0,46
	A11	51,74	50,44	2,51		
	A12	52,38	51,24	2,18		
Espuma Selada D33	C10	51,50	50,20	2,52	3,00	0,41
	C11	52,00	50,30	3,27		
	C12	51,66	50,00	3,21		
Espuma Selada D45	B10	51,64	50,50	2,21	1,92	0,30
	B11	51,26	50,44	1,60		
	B12	51,42	50,42	1,94		
Espuma Soft D18	D10	51,90	48,62	6,32	6,02	1,07
	D11	52,24	49,72	4,82		
	D12	52,44	48,82	6,90		
Espuma Soft D28	E10	49,44	46,04	6,88	5,94	0,83
	E11	49,28	46,48	5,68		
	E12	49,30	46,70	5,27		
Espuma Vinílica Acetinada	F1	43,52	23,68	45,59	47,08	1,51
	F2	43,28	22,24	48,61		
	F3	43,80	23,20	47,03		
Polímero Viscoelástico	G1	15,26	15,00	1,70	1,70	0,01
	G2	12,90	12,68	1,71		
	G3	13,04	12,82	1,69		

Observou-se menor deformação do polímero viscoelástico, apresentando 1,70% de redução. A espuma selada apresentou deformação mínima de 1,92% e máxima de 3%. As espumas soft apresentaram valores maiores de deformação, ao se compararem às espumas seladas. A espuma vinílica acetinada apresentou maior valor de deformação, atingindo 47,08% de deformação (Figura 45).

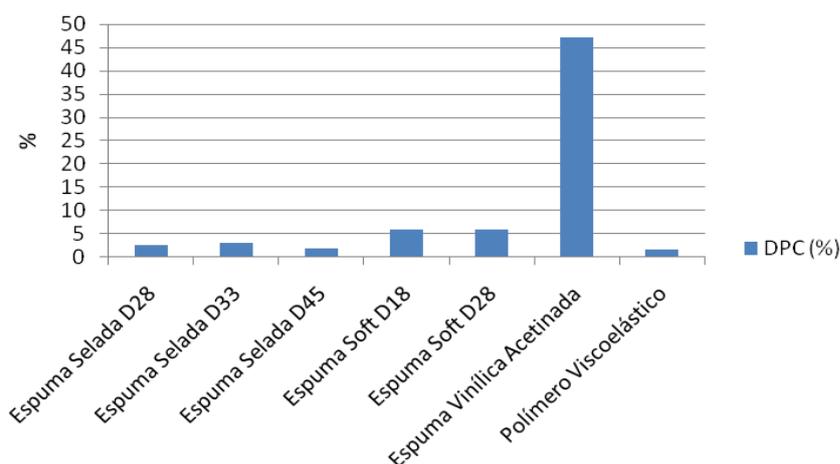
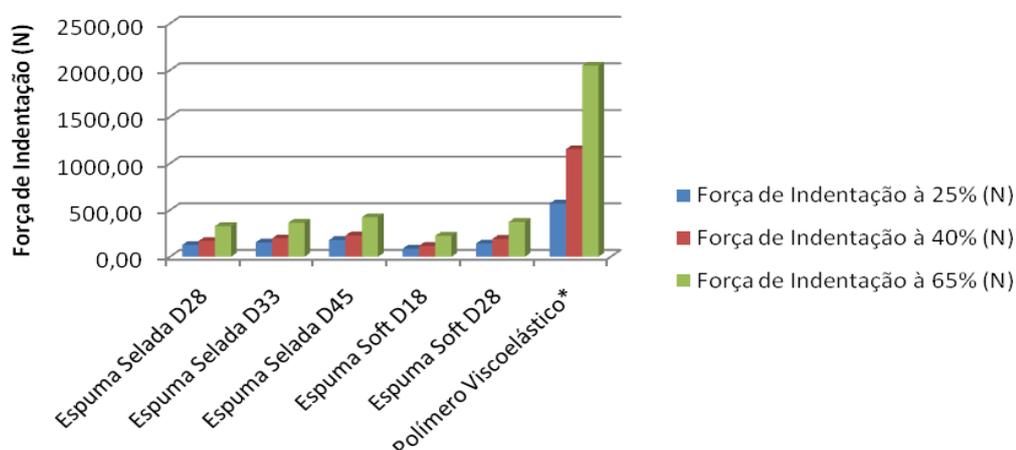


Figura 45: Valores médios de deformação permanente à compressão (%) dos corpos de prova. Uberaba (MG), 2017.

6.1.3 Força de Indentação e Fator Conforto

A avaliação da força de indentação foi realizada com três corpos de prova de cada SS. Cada corpo de prova foi avaliado em relação às compressões a 25%, 40% e 65%, exceto para o polímero viscoelástico que utilizou valores de compressão específicos para essa SS (15%, 22% e 30%).

Os materiais apresentaram a seguinte ordem crescente relacionada à força de indentação média: Espuma Soft D18, Espuma Selada D28; Espuma Soft D28; Espuma Selada D33; Espuma Selada D45 e Polímero Viscoelástico. Esses valores estão apresentados na Figura 46.



*Utilizados valores de compressão de 15%, 22% e 30%

Figura 46: Valores médios de força de indentação inicial (N) dos corpos de prova. Uberaba (MG), 2017.

A força foi maior à medida que houve a progressão da compressão. Mesmo com o uso de compressões menores, o polímero viscoelástico apresentou valores de força superiores aos registrados pelas espumas, atingindo 2048,01N. A Tabela 6 apresenta os valores médios de força de indentação a 25%, 40% e 65% dos corpos de prova.

Tabela 6: Distribuição dos valores médios de força de indentação inicial (N) a 25%, 40% e 65%. Uberaba (MG), 2017.

Força de Indentação Inicial	Espuma Selada D28	Espuma Selada D33	Espuma Selada D45	Espuma Soft D18	Espuma Soft D28	Polímero Viscoelástico*
25% (N)	126,42	153,10	179,12	86,08	141,44	570,27
40% (N)	168,46	195,82	226,93	116,29	190,62	1152,21
65% (N)	327,90	364,57	422,79	223,91	372,12	2048,01

*Utilizados valores de compressão de 15%, 22% e 30%

O fator conforto foi avaliado utilizando as recomendações ASTM 3574 e ISO 2439 e apresentando resultados divergentes para cada análise.

De acordo com a ASTM 3574, a espuma selada apresentou menor fator conforto em diferentes densidades. Quanto maior a densidade, menor o fator conforto. A espuma soft apresentou melhor fator conforto comparada à espuma selada, com 2,60 para a espuma soft densidade 18 e 2,63 para a espuma soft densidade 28. O polímero viscoelástico apresentou melhor fator conforto, 3,59 (Tabela 7).

Segundo a norma ISO 2439, o polímero viscoelástico apresentou menor fator conforto, 2,27. A espuma selada D33 e D45 apresentaram valores aproximados; 2,64 e 2,65, respectivamente. As espumas soft obtiveram fator conforto de 2,67 e 2,69. A espuma selada D28 foi considerada mais confortável, segundo essa norma; 2,70 (Tabela 7).

Tabela 7: Distribuição do fator conforto (ASTM 3574 e ISO 2439). Uberaba (MG), 2017.

Fator Conforto	Corpos de Prova					
	Espuma Selada D28	Espuma Selada D33	Espuma Selada D45	Espuma Soft D18	Espuma Soft D28	Polímero Viscoelástico*
ASTM 3574	2,59	2,38	2,36	2,60	2,63	3,59
ISO 2439	2,70	2,64	2,65	2,67	2,69	2,27

*Utilizados valores de compressão de 15%, 22% e 30%

A Figura 47 apresenta a diferença entre o fator conforto determinado pelas normas ASTM 3574 e ISO 2439.

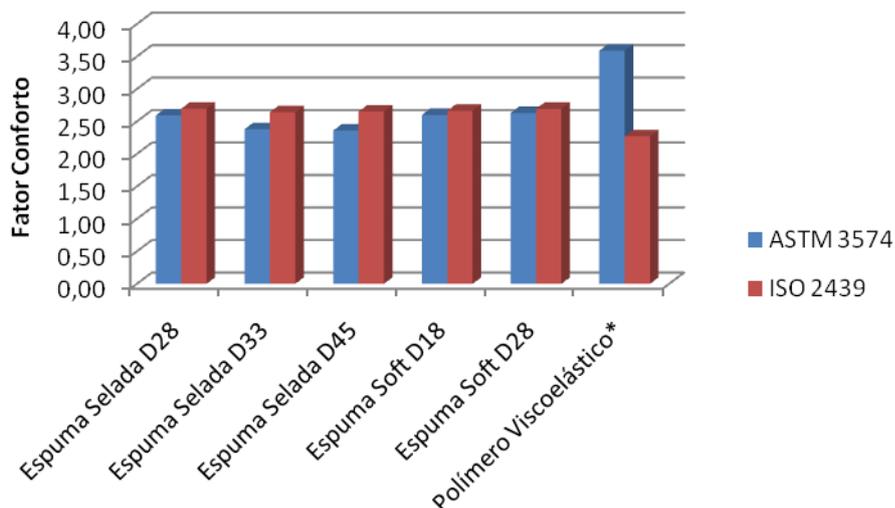


Figura 47: Fator conforto, segundo as normas ASTM 3574 e ISO 2439. Uberaba (MG), 2017.

*Utilizados valores de compressão de 15%, 22% e 30%

6.1.4 Fadiga Dinâmica

O ensaio de fadiga dinâmica obteve como resultados os valores de perda de espessura e perda de força de indentação.

Em relação à perda de espessura, o polímero viscoelástico apresentou maior porcentagem média de perda (10,22%), seguido das espumas selada D45 e D28 (0,88 e 0,81% respectivamente). A espuma soft D28 apresentou perda de espessura média de 0,60%. As espumas selada D33 e soft D18 obtiveram resultados semelhantes de perda de espessura (0,53%).

A Figura 48, a seguir, apresenta esses resultados.

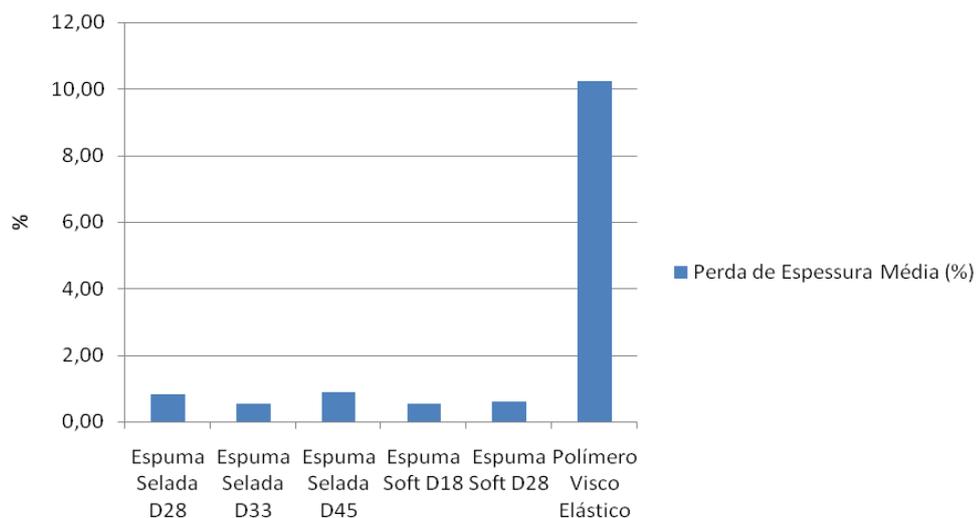


Figura 48: Perda de espessura média (%) dos corpos de prova. Uberaba (MG), 2017.

A perda da espessura pode ser visualizada nas amostras, como apresentado na Figura 49.

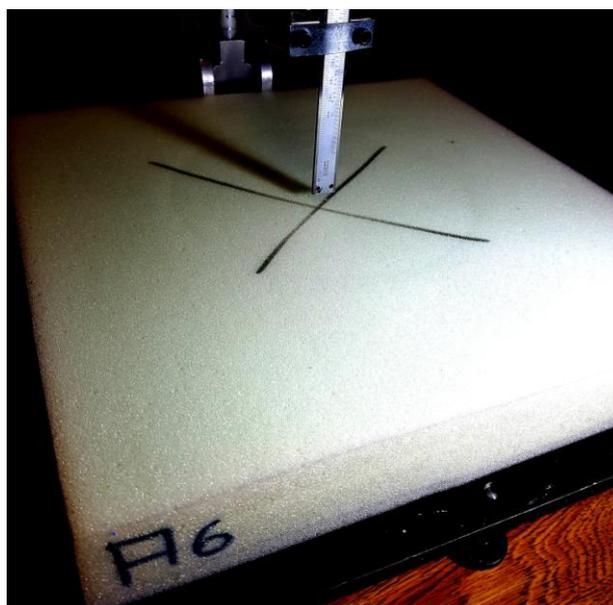


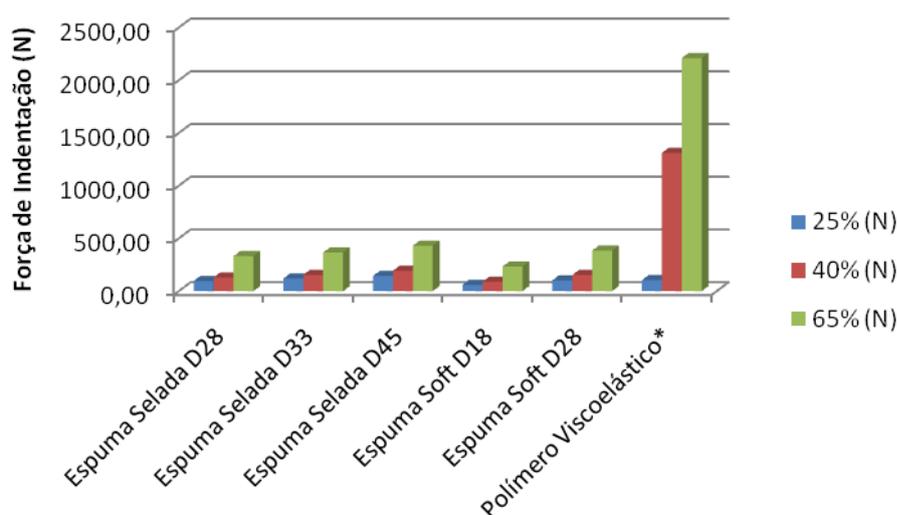
Figura 49: Perda de espessura de um corpo de prova da espuma selada D28, LPM. Uberlândia (MG), 2017.

Em relação à força de indentação final, o polímero viscoelástico apresentou maior valor de força de indentação às compressões de 40% e 65%. A espuma selada D45 apresentou segundo maior valor de força de indentação final. A espuma soft D18 apresentou os menores valores de força de indentação às três compressões (Tabela 8).

Tabela 8: Distribuição dos valores médios de força de indentação final a 25%, 40% e 65%. Uberaba (MG), 2017.

Força de Indentação Final	Corpos de Prova					
	Espuma Selada D28	Espuma Selada D33	Espuma Selada D45	Espuma Soft D18	Espuma Soft D28	Polímero Viscoelástico*
25% (N)	96,79	119,84	144,34	60,56	102,50	104,81
40% (N)	129,97	154,95	193,39	88,73	152,85	1311,22
65% (N)	332,15	367,03	431,96	233,11	385,08	2210,94

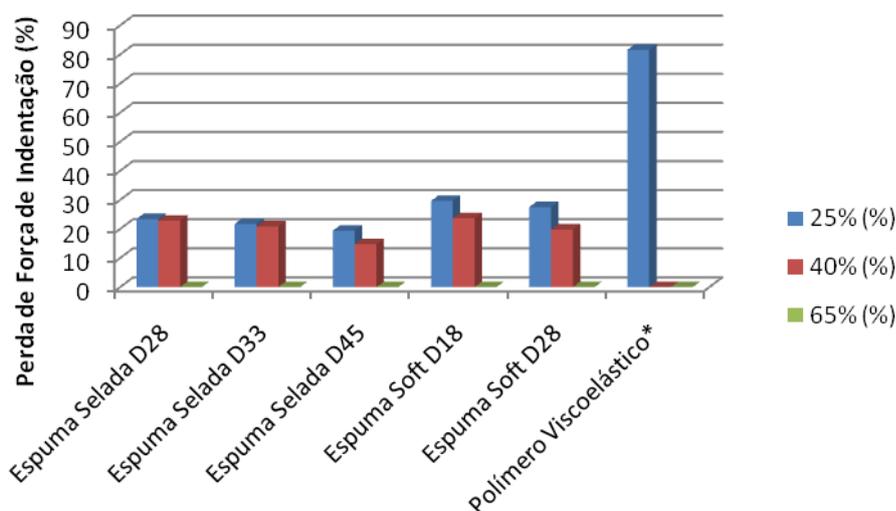
A Figura 50, a seguir, apresenta a diferença da força de indentação final entre os corpos de prova.



*Utilizados valores de compressão de 15%, 22% e 30%

Figura 50: Valores médios de força de indentação final dos corpos de prova. Uberaba (MG), 2017.

A perda da força de indentação final (Figura 51) foi registrada após a exposição dos corpos de prova aos ciclos de compressão. Foram determinadas as forças de indentação final a 25%, 40% e 65%, exceto para o polímero viscoelástico, conforme apresentado anteriormente (15%, 22% e 30%).



*Utilizados valores de compressão de 15%, 22% e 30%

Figura 51: Perda da força de indentação a 25%, 40% e 65%. Uberaba (MG), 2017.

Observa-se que não houve perda de força de indentação a 65%, em nenhum dos corpos de prova. O polímero viscoelástico apresentou comportamento divergente das espumas, o qual obteve uma elevada perda de força a 25% (81,62%), seguido de ausência da perda de força de indentação a 40%.

A espuma selada D45 apresentou menor perda de força de indentação comparada às outras espumas. Dentre as espumas, a soft D18 apresentou maior perda de força de indentação.

6.1.5 Durabilidade das Superfícies de Suporte

A durabilidade das SSs envolve algumas propriedades biomecânicas, das quais a deformação permanente à compressão e a resistência à fadiga.

Considerando esses parâmetros de avaliação, considera-se que a espuma vinílica acetinada apresentou a menor durabilidade, seguida da espuma soft 18, que apresentou segundo maior valor de deformação e maior perda de força à fadiga.

O polímero viscoelástico, apesar de apresentar resultado expressivo de perda de força de indentação a 15%, obteve menor valor de DPC e não apresentou perda de força de indentação a compressões maiores. Dentre as espumas, a espuma selada D45 apresentou melhor durabilidade dentre as espumas, seguida da espuma selada D33.

A Tabela 9 apresenta a comparação dos corpos de prova em relação a deformação permanente à compressão e a resistência à fadiga.

Tabela 9: Distribuição dos valores médios de DPC (%) e perda de força de indentação dos corpos de prova. Uberaba (MG), 2017.

Deformação Permanente à Compressão e Perda de Força de Indentação	Corpos de Prova						
	Espuma Selada D28	Espuma Selada D33	Espuma Selada D45	Espuma Soft D18	Espuma Soft D28	Espuma Vinílica Acetinada	Polímero Viscoelástico
DPC (%) Média	2,59	3,00	1,92	6,02	5,94	47,08	1,70
Perda de Força de Indentação 25% (%)	23,43	21,73	19,42	29,64	27,53	-	81,62
Perda de Força de Indentação 40% (%)	22,85	20,87	14,78	23,69	19,81	-	0
Perda de Força de Indentação 65% (%)	0	0	0	0	0	-	0

6.2 ETAPA II

6.2.1 Caracterização dos participantes

Foram selecionados cinco voluntários de cada classificação nutricional (magreza, eutrófico, sobrepeso e obesidade), segundo OMS (2000). A maioria dos participantes era do sexo feminino, 18 (90%). A faixa etária variou entre 19 e 59 anos, com idade média de 28,2 anos.

Quanto ao IMC, o menor valor foi 16,73 kg/m² e máximo de 44,96 kg/m². O IMC médio foi de 25,85 kg/m².

6.2.2 Força e Pressão de Interface

As variáveis avaliadas nesta etapa do estudo foram verificadas em cada proeminência óssea.

A região occipital apresentou divergência de resultado de força (F), pressão do box (PB), pressão de pico máxima (PP máx.) e pressão de pico média (PP méd.) das diferentes SSSs, conforme observado na Figura 52.

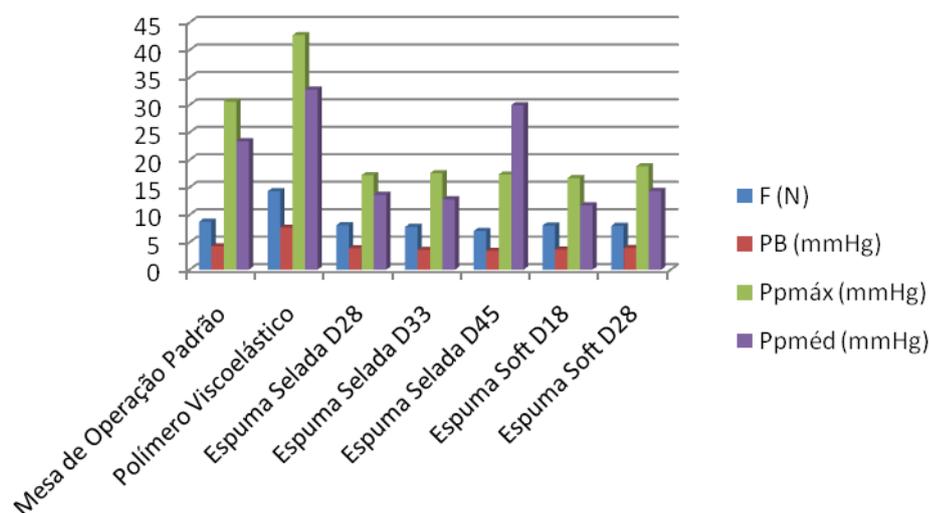


Figura 52: Força, pressão do box, pressão de pico máxima e pressão de pico média da região occipital nas superfícies de suporte. Uberaba (MG), 2017.

Em relação à região occipital, a Tabela 10 apresenta os resultados encontrados em relação à F, PB, PP máx. e Ppméd.

Tabela 10: Distribuição dos valores médios, desvio-padrão, mínimo e máximo da força, pressão do box, pressão de pico máxima e pressão de pico média da região occipital, nas diferentes superfícies de suporte. Uberaba (MG), 2017.

Variáveis	Superfícies de Suporte							
	Mesa de Operação Padrão	Polímero Viscoelástico	Espuma Selada D28	Espuma Selada D33	Espuma Selada D45	Espuma Soft D18	Espuma Soft D28	
F (N)	Média	8,73	14,27	8,10	7,80	7,04	8,04	7,98
F= 71,60	DP	2,04	2,79	1,94	1,64	1,71	1,99	2,15
p < 0,001	Mínimo	6,30	9,40	4,10	5,50	3,60	4,90	4,10
	Máximo	13,00	19,00	11,90	11,70	11,00	13,30	13,60
PB (mmHg)	Média	4,25	7,65	3,90	3,60	3,45	3,65	3,95
F= 30,24	DP	1,33	2,06	1,02	0,88	1,05	1,84	0,94
p < 0,001	Mínimo	2,00	5,00	3,00	2,00	2,00	2,00	2,00
	Máximo	7,00	13,00	6,00	5,00	6,00	10,00	6,00
PP máx. (mmHg)	Média	30,60	42,70	17,20	17,55	17,35	16,70	18,85
F= 46,25	DP	9,01	9,93	4,09	7,19	6,69	6,68	7,29
p < 0,001	Mínimo	18,00	25,00	12,00	11,00	11,00	10,00	10,00
	Máximo	49,00	60,00	31,00	43,00	38,00	35,00	35,00
PP méd. (mmHg)	Média	23,40	32,80	13,65	12,80	29,94	11,70	14,35
F= 31,76	DP	5,43	7,80	3,39	3,91	15,29	3,26	4,42
p < 0,001	Mínimo	15,00	22,00	10,00	9,00	9,00	9,00	7,00
	Máximo	33,00	48,00	25,00	26,00	23,00	21,00	24,00

A F média exercida na região occipital apresentou maior valor no polímero viscoelástico (14,27N), seguido da MOP (8,73N). A espuma selada D45 apresentou menor registro médio de F (7,04N).

A PB exercida na região occipital e a PP máx. apresentaram maiores valores com o uso do polímero viscoelástico (7,65 mmHg e 42,70 mmHg, respectivamente), seguido da MOP (4,25 mmHg e 30,60 mmHg, respectivamente). O menor valor de PP máx. foi encontrado na espuma Soft D18.

A PP méd. apresentou maior valor médio no polímero viscoelástico 32,80 mmHg.

Ao analisar a diferença entre as SSs, a F foi significativamente maior no polímero viscoelástico em relação a todas as outras SSs ($p < 0,001$). A MOP apresentou valor de F estatisticamente maior que a espuma selada D45 ($p=0,03$). Houve diferença estatisticamente significativa entre a espuma selada 28 e a selada 45 ($p=0,05$), com maior valor de força na espuma de menor densidade. Também foi encontrada diferença entre as espumas selada D45 e a espuma soft D18, das quais a espuma selada obteve menor valor de força ($p= 0,03$).

Quanto à PB, o polímero viscoelástico apresentou maior valor em relação a todas as outras SSs ($p<0,001$).

A PP máx. apresentou diferença estatisticamente significativa no polímero viscoelástico, ao ser comparada com todas as outras SSs ($p \leq 0,001$). A MOP apresentou menor valor de PP máx. ao se comparar ao polímero ($p < 0,001$), e maior valor de PP máx. ao ser comparada com as espumas selada e soft ($0,001 \leq p \leq 0,003$).

A PP méd. foi significativamente maior no polímero viscoelástico ($p < 0,001$), seguida da MOP ($p < 0,001$), exceto quando comparada à espuma selada D45.

A Tabela 11 apresenta a comparação entre as SSs.

Tabela 11: Comparação da força, pressão do box, pressão de pico máxima e pressão de pico média exercidas na região occipital, nas diferentes superfícies de suporte. Uberaba (MG), 2017.

Superfícies de Suporte	Variável	Mesa de Operação Padrão	Polímero Viscoelástico	Espuma Selada D28	Espuma Selada D33	Espuma Selada D45	Espuma Soft D18	Espuma Soft D28
Mesa de Operação Padrão	F	-	<0,001	1,00	1,00	0,03	1,00	1,00
	PB	-	<0,001	1,00	0,93	0,35	1,00	1,00
	PP máx.	-	0,001	<0,001	0,001	0,002	<0,001	0,003
	PP méd.	-	<0,001	<0,001	<0,001	1,00	<0,001	<0,001
Polímero Viscoelástico	F	<0,001	-	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
	PB	<0,001	-	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
	PP máx.	0,001	-	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
	PP méd.	<0,001	-	<0,001	<0,001	1,00	<0,001	<0,001
Espuma Selada D28	F	1,00	<0,001	-	1,00	0,05	1,00	1,00
	PB	1,00	<0,001	-	1,00	1,00	1,00	1,00
	PP máx.	<0,001	<0,001	-	1,00	1,00	1,00	1,00
	PP méd.	<0,001	<0,001	-	1,00	0,03	0,12	1,00
Espuma Selada D33	F	1,00	<0,001	1,00	-	0,61	1,00	1,00
	PB	0,93	<0,001	1,00	-	1,00	1,00	1,00
	PP máx.	0,001	<0,001	1,00	-	1,00	1,00	1,00
	PP méd.	<0,001	<0,001	1,00	-	0,02	1,00	0,66
Espuma Selada D45	F	0,03	<0,001	0,05	0,61	-	0,03	0,13
	PB	0,35	<0,001	1,00	1,00	-	1,00	1,00
	PP máx.	0,002	<0,001	1,00	1,00	-	1,00	1,00
	PP méd.	1,00	1,00	0,03	0,02	-	0,001	0,007
Espuma Soft D18	F	1,00	<0,001	1,00	1,00	0,03	-	1,00
	PB	1,00	<0,001	1,00	1,00	1,00	-	1,00
	PP máx.	<0,001	<0,001	1,00	1,00	1,00	-	1,00
	PP méd.	<0,001	<0,001	0,12	1,00	0,001	-	0,13
Espuma Soft D28	F	1,00	<0,001	1,00	1,00	0,13	1,00	-
	PB	1,00	<0,001	1,00	1,00	1,00	1,00	-
	PP máx.	0,003	<0,001	1,00	1,00	1,00	1,00	-
	PP méd.	<0,001	<0,001	1,00	0,66	0,007	0,13	-

Em relação à região subescapular, houve diferenças entre as variáveis, conforme a Figura 53.

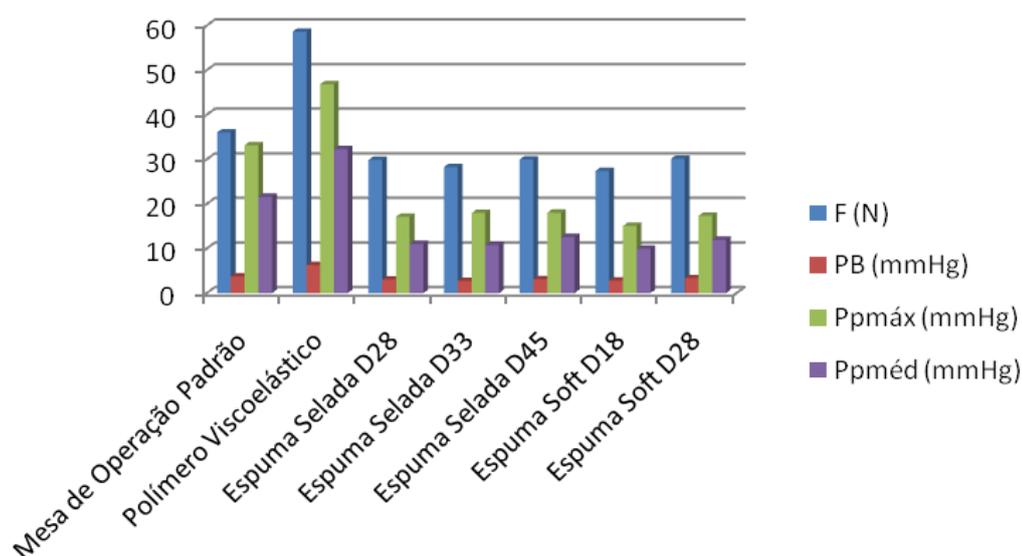


Figura 53: Força, pressão do box, pressão de pico máxima e pressão de pico média da região subescapular nas superfícies de suporte. Uberaba (MG), 2017.

Todas as variáveis foram maiores no polímero viscoelástico, seguido da MOP, conforme descrito na Tabela 12.

Em relação à F, o polímero viscoelástico apresentou valores significativamente maiores, ao ser comparado as outras SS e à MOP ($0,001 \leq p \leq 0,018$). Ao analisar a MOP, essa diferença foi significativamente maior quando comparada à espuma selada D33 ($p= 0,01$) e à espuma soft D18 ($p= 0,014$).

A PB foi maior no polímero viscoelástico ($p < 0,001$). A MOP apresentou diferença estatisticamente significativa quando comparada à espuma selada D33 ($p < 0,001$), à espuma selada D45 ($p= 0,018$) e à espuma soft D18 ($p= 0,006$). Houve diferença estatisticamente significativa entre as espumas soft D28 e a selada D18 ($p= 0,042$), das quais a espuma soft D28 apresentou maiores valores de PB.

Tabela 12: Distribuição dos valores médios, desvio-padrão, mínimo e máximo da força, pressão do box, pressão de pico máxima e pressão de pico média da região subescapular, nas diferentes superfícies de suporte. Uberaba (MG), 2017.

Variáveis		Superfícies de Suporte						
		Mesa de Operação Padrão	Polímero Viscoelástico	Espuma Selada D28	Espuma Selada D33	Espuma Selada D45	Espuma Soft D18	Espuma Soft D28
F (N) F= 20,30 p < 0,001	Média	36,02	58,61	29,84	28,27	29,94	27,38	30,12
	DP	15,54	37,70	15,13	9,68	15,29	18,24	13,05
	Mínimo	17,00	17,80	13,30	14,60	13,90	11,40	15,50
	Máximo	80,50	185,90	71,90	50,30	75,90	84,40	62,30
PB (mmHg) F= 48,98 p < 0,001	Média	3,70	6,25	3,05	2,70	3,10	2,80	3,35
	DP	1,03	2,12	0,94	0,80	1,02	1,24	1,23
	Mínimo	2,00	4,00	2,00	1,00	2,00	1,00	2,00
	Máximo	6,00	11,00	5,00	4,00	5,00	5,00	6,00
PP máx. (mmHg) F= 34,39 p < 0,001	Média	33,15	46,85	17,10	17,95	18,00	15,05	17,35
	DP	16,06	16,81	5,55	12,70	5,44	5,12	5,88
	Mínimo	15,00	25,00	11,00	10,00	12,00	8,00	10,00
	Máximo	79,00	79,00	33,00	69,00	34,00	28,00	30,00
PP méd. (mmHg) F= 34,83 p < 0,001	Média	21,65	32,30	11,00	10,80	12,60	9,95	11,95
	DP	12,14	12,82	3,58	5,36	3,10	4,06	4,85
	Mínimo	12,00	12,00	7,00	7,00	9,00	5,00	7,00
	Máximo	68,00	63,00	22,00	31,00	20,00	21,00	22,00

A PP máx. apresentou maior média no polímero viscoelástico ($p < 0,001$). A MOP apresentou segundo maior valor de PP máx. ($0,001 \leq p \leq 0,015$), porém, não houve diferença significativa entre a MOP e o polímero viscoelástico.

Quanto à PP méd, o polímero viscoelástico apresentou maior valor médio ($0,001 < p < 0,022$), quando comparado à MOP e às SSs. A MOP apresentou segundo maior valor estatisticamente significativo em relação às espumas selada e soft ($0,003 \leq p \leq 0,03$), exceto em relação à espuma selada D45, em que essa diferença não foi significativa.

A Tabela 13 apresenta essas diferenças.

Tabela 13: Comparação da força, pressão do box, pressão de pico máxima e pressão de pico média exercidas na região subescapular, nas diferentes superfícies de suporte. Uberaba (MG), 2017.

Superfícies de Suporte	Variável	Mesa de Operação Padrão	Polímero Viscoelástico	Espuma Selada D28	Espuma Selada D33	Espuma Selada D45	Espuma Soft D18	Espuma Soft D28
Mesa de Operação Padrão	F	-	0,018	0,213	0,01	0,164	0,014	0,326
	PB	-	<0,001	0,176	<0,001	0,018	0,006	1,00
	PP máx.	-	0,083	0,005	0,013	0,015	<0,001	0,001
	PP méd.	-	0,022	0,030	0,015	0,071	0,003	0,011
Polímero Viscoelástico	F	0,018	-	0,001	0,006	0,001	<0,001	0,003
	PB	<0,001	-	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
	PP máx.	0,083	-	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
	PP méd.	0,022	-	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
Espuma Selada D28	F	0,213	0,001	-	1,00	1,00	1,00	1,00
	PB	0,176	<0,001	-	1,00	1,00	1,00	1,00
	PP máx.	0,005	<0,001	-	1,00	1,00	1,00	1,00
	PP méd.	0,030	<0,001	-	1,00	1,00	1,00	1,00
Espuma Selada D33	F	0,01	0,006	1,00	-	1,00	1,00	1,00
	PB	<0,001	<0,001	1,00	-	0,596	1,00	0,075
	PP máx.	0,013	<0,001	1,00	-	1,00	1,00	1,00
	PP méd.	0,015	<0,001	1,00	-	1,00	1,00	1,00
Espuma Selada D45	F	0,164	0,001	1,00	1,00	-	0,551	1,00
	PB	0,018	<0,001	1,00	0,596	-	1,00	1,00
	PP máx.	0,015	<0,001	1,00	1,00	-	1,00	1,00
	PP méd.	0,071	<0,001	1,00	1,00	-	0,102	1,00
Espuma Soft D18	F	0,014	<0,001	1,00	1,00	0,551	-	1,00
	PB	0,006	<0,001	1,00	1,00	1,00	-	0,042
	PP máx.	<0,001	<0,001	1,00	1,00	1,00	-	0,345
	PP méd.	0,003	<0,001	1,00	1,00	0,102	-	0,084
Espuma Soft D28	F	0,326	0,003	1,00	1,00	1,00	1,00	-
	PB	1,00	<0,001	1,00	0,075	1,00	0,042	-
	PP máx.	0,001	<0,001	1,00	1,00	1,00	0,345	-
	PP méd.	0,011	<0,001	1,00	1,00	1,00	0,084	-

A Figura 54 apresenta a diferença das variáveis F, PB, PP máx., e PP méd. na região sacral nas diferentes SSs.

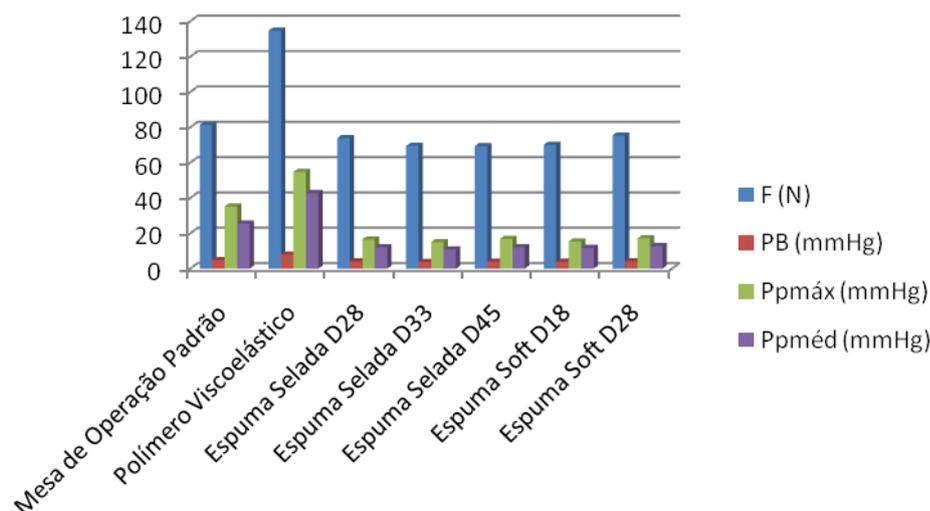


Figura 54: Força, pressão do box, pressão de pico máxima e pressão de pico média da região sacral nas superfícies de suporte. Uberaba (MG), 2017.

A região sacral apresentou maiores valores de F e pressão, quando comparada a outras proeminências ósseas. Esses valores foram descritos na Tabela 14.

Tabela 14: Distribuição dos valores médios, desvio-padrão, mínimo e máximo da força, pressão do box, pressão de pico máxima e pressão de pico média da região sacral, nas diferentes superfícies de suporte. Uberaba (MG), 2017.

Variáveis		Superfícies de Suporte						
		Mesa de Operação Padrão	Polímero Viscoelástico	Espuma Selada D28	Espuma Selada D33	Espuma Selada D45	Espuma Soft D18	Espuma Soft D28
F (N) F= 38,48 p < 0,001	Média	81,33	134,62	73,88	69,44	69,36	70,07	75,36
	DP	38,33	66,09	25,94	28,73	29,91	24,68	31,99
	Mínimo	43,70	71,50	36,40	32,9	39,70	40,60	42,60
	Máximo	188,40	302,90	146,90	158,00	152,60	136,00	182,40
PB (mmHg) F= 99,84 p < 0,001	Média	4,95	8,00	4,05	3,85	3,95	3,90	4,20
	DP	1,43	1,75	1,43	1,27	0,94	1,41	1,51
	Mínimo	3,00	5,00	2,00	2,00	3,00	2,00	3,00
	Máximo	9,00	13,00	8,00	7,00	6,00	7,00	8,00
PP máx. (mmHg) F= 42,55 p < 0,001	Média	35,25	54,80	16,55	15,00	16,85	15,45	17,20
	DP	13,78	23,90	3,68	4,46	5,16	3,97	4,38
	Mínimo	17,00	32,00	11,00	8,00	13,00	8,00	12,00
	Máximo	72,00	117,00	28,00	28,00	34,00	23,00	31,00
PP méd. (mmHg) F= 53,87 p < 0,001	Média	25,65	42,90	12,15	10,90	12,10	11,80	12,85
	DP	9,83	17,45	1,66	2,71	2,59	2,39	3,18
	Mínimo	14,00	24,00	9,00	6,00	10,00	7,00	9,00
	Máximo	48,00	94,00	16,00	18,00	20,00	16,00	23,00

O polímero viscoelástico apresentou valores significativamente maiores de F, PB, PP máx. e PP méd. ($p < 0,001$; $p < 0,001$; $0,001 < p \leq 0,020$; $p < 0,001$; respectivamente).

A MOP apresentou maior valor de força quando comparada à espuma selada D45 ($p = 0,024$). Em relação à PB, essa diferença foi significativamente maior em relação às espumas selada e soft ($0,003 \leq p \leq 0,011$), exceto em relação à espuma soft D28. A MOP apresentou segundo maior valor de PP máx. e de PP méd. em relação às espumas selada e soft ($0,001 \leq p \leq 0,02$; $p < 0,001$, respectivamente).

Houve diferença da F, PP máx. e PP méd. entre a espuma Soft D28 e a espuma selada D33 ($p = 0,038$; $p = 0,004$ e $p = 0,009$, respectivamente), das quais a espuma soft apresentou maiores valores.

A Tabela 15 apresenta a comparação dessas variáveis entre as SSs.

Tabela 15: Comparação da força, pressão do box, pressão de pico máxima e pressão de pico média exercidas na região sacral, nas diferentes superfícies de suporte. Uberaba (MG), 2017.

Superfícies de Suporte	Variável	Mesa de Operação Padrão	Polímero Viscoelástico	Espuma Selada D28	Espuma Selada D33	Espuma Selada D45	Espuma Soft D18	Espuma Soft D28
Mesa de Operação Padrão	F	-	<0,001	1,00	0,058	0,024	0,227	1,00
	PB	-	<0,001	0,011	0,003	0,011	0,005	0,054
	PP máx.	-	0,020	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
	PP méd.	-	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
Polímero Viscoelástico	F	<0,001	-	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
	PB	<0,001	-	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
	PP máx.	0,020	-	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
	PP méd.	<0,001	-	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
Espuma Selada D28	F	1,00	<0,001	-	1,00	1,00	1,00	1,00
	PB	0,011	<0,001	-	1,00	1,00	1,00	1,00
	PP máx.	<0,001	<0,001	-	0,231	1,00	1,00	1,00
	PP méd.	<0,001	<0,001	-	0,368	1,00	1,00	1,00
Espuma Selada D33	F	0,058	<0,001	1,00	-	1,00	1,00	0,038
	PB	0,003	<0,001	1,00	-	1,00	1,00	1,00
	PP máx.	<0,001	<0,001	0,231	-	1,00	1,00	0,004
	PP méd.	<0,001	<0,001	0,368	-	0,398	1,00	0,009
Espuma Selada D45	F	0,024	<0,001	1,00	1,00	-	1,00	0,318
	PB	0,011	<0,001	1,00	1,00	-	1,00	1,00
	PP máx.	<0,001	<0,001	1,00	1,00	-	1,00	1,00
	PP méd.	<0,001	<0,001	1,00	0,398	-	1,00	1,00
Espuma Soft D18	F	0,227	<0,001	1,00	1,00	1,00	-	1,00
	PB	0,005	<0,001	1,00	1,00	1,00	-	1,00
	PP máx.	<0,001	<0,001	1,00	1,00	1,00	-	1,00
	PP méd.	<0,001	<0,001	1,00	1,00	1,00	-	1,00
Espuma Soft D28	F	1,00	<0,001	1,00	0,038	0,318	1,00	-
	PB	0,054	<0,001	1,00	1,00	1,00	1,00	-
	PP máx.	<0,001	<0,001	1,00	0,004	1,00	1,00	-
	PP méd.	<0,001	<0,001	1,00	0,009	1,00	1,00	-

Foram avaliadas as regiões calcâneas direita e esquerda. Apesar de apresentarem resultados aproximados, houve diferenças nas análises relacionadas à lateralidade. A Figura 55 e 56 ilustram essas diferenças.

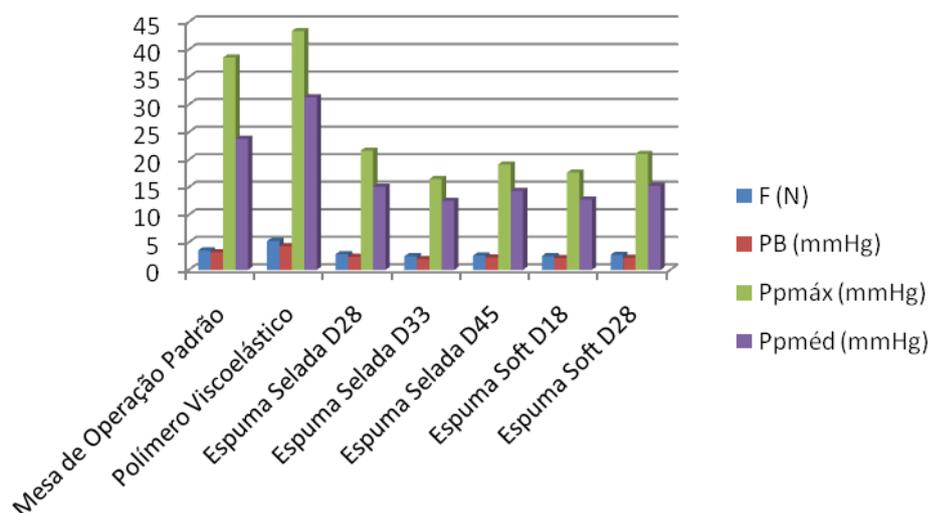


Figura 55: Força, pressão do box, pressão de pico máxima e pressão de pico média da região calcânea direita, nas superfícies de suporte. Uberaba (MG), 2017.

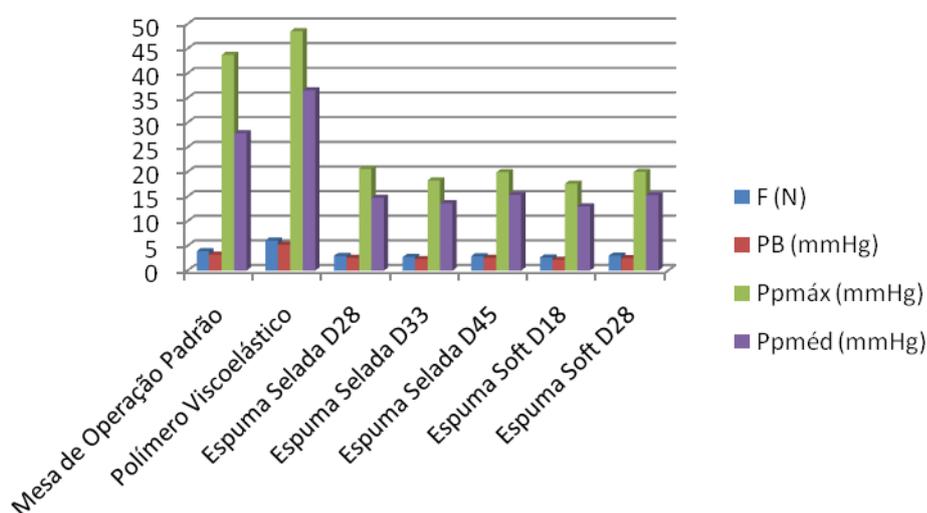


Figura 56: Força, pressão do box, pressão de pico máxima e pressão de pico média da região calcânea esquerda, nas superfícies de suporte. Uberaba (MG), 2017.

Em relação à região calcânea direita, as variáveis apresentaram o mesmo comportamento em relação às SSs, no qual o polímero viscoelástico apresentou maiores resultados, seguidos da MOP.

A Tabela 16, a seguir, apresenta esses resultados.

Tabela 16: Distribuição dos valores médios, desvio-padrão, mínimo e máximo da força, pressão do box, pressão de pico máxima e pressão de pico média da região calcânea direita, nas diferentes superfícies de suporte. Uberaba (MG), 2017.

Variáveis		Superfícies de Suporte						
		Mesa de Operação Padrão	Polímero Viscoelástico	Espuma Selada D28	Espuma Selada D33	Espuma Selada D45	Espuma Soft D18	Espuma Soft D28
F (N) F= 20,08 p < 0,001	Média	3,52	5,22	2,84	2,47	2,59	2,50	2,73
	DP	1,92	2,73	1,06	1,06	1,17	0,98	1,05
	Mínimo	0,80	2,30	0,80	1,00	1,10	1,20	1,10
	Máximo	10,10	13,20	5,00	5,40	6,00	5,30	5,20
PB (mmHg) F= 14,96 p < 0,001	Média	3,20	4,30	2,40	2,00	2,25	2,15	2,20
	DP	1,91	2,23	0,99	0,73	1,07	0,88	0,83
	Mínimo	1,00	2,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00
	Máximo	10,00	10,00	5,00	4,00	5,00	4,00	4,00
PP máx. (mmHg) F= 27,85 p < 0,001	Média	38,55	43,35	21,65	16,50	19,15	17,65	21,05
	DP	13,73	20,09	5,61	4,19	4,83	6,52	8,00
	Mínimo	12,00	20,00	8,00	10,00	13,00	8,00	8,00
	Máximo	59,00	88,00	29,00	27,00	29,00	35,00	40,00
PP méd. (mmHg) F= 33,87 p < 0,001	Média	23,80	31,35	15,10	12,55	14,35	12,75	15,30
	DP	8,63	12,77	4,35	3,46	3,83	3,75	4,59
	Mínimo	7,00	16,00	6,00	7,00	8,00	7,00	8,00
	Máximo	45,00	60,00	24,00	21,00	24,00	21,00	27,00

Em relação à análise comparativa na região calcânea direita, foram encontrados maiores valores de F no polímero viscoelástico ($0,001 \leq p \leq 0,005$). A MOP apresentou o segundo maior resultado de F, porém, significativo em relação à espuma selada D33 ($p= 0,04$) e soft D18 ($p=0,03$).

A PB foi maior no polímero viscoelástico comparada às espumas ($0,001 \leq p \leq 0,007$). A MOP apresentou diferença significativamente maior em relação à espuma selada D33 ($p= 0,029$). Não houve diferença significativa da PB entre a MOP e o polímero viscoelástico.

Quanto às PP máx. e PP méd., o polímero viscoelástico apresentou valores significativamente maiores em relação aos outros dispositivos ($p < 0,001$).

A MOP obteve segundo maior valor de PP máx. e PP méd. ($p < 0,001$; $0,001 \leq p \leq 0,006$, respectivamente).

A espuma soft D28 apresentou maior média de PP méd. quando comparada à espuma selada D33 ($p= 0,027$).

Esses valores são apresentados na Tabela 17.

Tabela 17: Comparação da força, pressão do box, pressão de pico máxima e pressão de pico média exercidas na região calcânea direita, nas diferentes superfícies de suporte. Uberaba (MG), 2017.

Superfícies de Suporte	Variável	Mesa de Operação Padrão	Polímero Viscoelástico	Espuma Selada D28	Espuma Selada D33	Espuma Selada D45	Espuma Soft D18	Espuma Soft D28
Mesa de Operação Padrão	F	-	0,005	0,836	0,040	0,141	0,030	0,486
	PB	-	0,397	0,244	0,029	0,166	0,137	0,204
	PP máx.	-	1,00	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	0,001
	PP méd.	-	0,057	0,001	<0,001	<0,001	<0,001	0,006
Polímero Viscoelástico	F	0,005	-	0,002	<0,001	0,002	<0,001	0,001
	PB	0,397	-	0,002	<0,001	0,007	0,001	0,003
	PP máx.	1,00	-	0,001	<0,001	<0,001	<0,001	0,001
	PP méd.	0,057	-	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
Espuma Selada D28	F	0,836	0,002	-	0,906	1,00	0,977	1,00
	PB	0,244	0,002	-	0,158	1,00	1,00	1,00
	PP máx.	<0,001	0,001	-	0,162	1,00	0,407	1,00
	PP méd.	0,001	<0,001	-	0,425	1,00	0,363	1,00
Espuma Selada D33	F	0,040	<0,001	0,906	-	1,00	1,00	0,350
	PB	0,029	<0,001	0,158	-	1,00	1,00	1,00
	PP máx.	<0,001	<0,001	0,162	-	1,00	1,00	0,228
	PP méd.	<0,001	<0,001	0,425	-	1,00	1,00	0,027
Espuma Selada D45	F	0,141	0,002	1,00	1,00	-	1,00	1,00
	PB	0,166	0,007	1,00	1,00	-	1,00	1,00
	PP máx.	<0,001	<0,001	1,00	1,00	-	1,00	1,00
	PP méd.	<0,001	<0,001	1,00	1,00	-	1,00	1,00
Espuma Soft D18	F	0,030	<0,001	0,977	1,00	1,00	-	1,00
	PB	0,137	0,001	1,00	1,00	1,00	-	1,00
	PP máx.	<0,001	<0,001	0,407	1,00	1,00	-	1,00
	PP méd.	<0,001	<0,001	0,363	1,00	1,00	-	0,492
Espuma Soft D28	F	0,486	0,001	1,00	0,350	1,00	1,00	-
	PB	0,204	0,003	1,00	1,00	1,00	1,00	-
	PP máx.	0,001	0,001	1,00	0,228	1,00	1,00	-
	PP méd.	0,006	<0,001	1,00	0,027	1,00	0,492	-

Em relação ao calcâneo esquerdo, o polímero viscoelástico apresentou maiores valores de F (6,11 N), PB (5,25 mmHg), PP máx. (48,55 mmHg) e PP méd. (36,55 mmHg).

As espumas soft D18 e selada D33 apresentaram os menores valores de F e pressão de interface.

A Tabela 18, a seguir, apresenta essas diferenças.

Tabela 18: Distribuição dos valores médios, desvio-padrão, mínimo e máximo da força, pressão do box, pressão de pico máxima e pressão de pico média da região calcânea esquerda, nas diferentes superfícies de suporte. Uberaba (MG), 2017.

Variáveis		Superfícies de Suporte						
		Mesa de Operação Padrão	Polímero Viscoelástico	Espuma Selada D28	Espuma Selada D33	Espuma Selada D45	Espuma Soft D18	Espuma Soft D28
F (N) F= 36,92 p < 0,001	Média	3,95	6,11	2,98	2,75	2,93	2,65	3,01
	DP	1,42	2,24	1,05	1,14	0,86	1,05	1,37
	Mínimo	1,30	3,00	1,30	1,10	1,80	1,30	1,60
	Máximo	6,70	11,20	5,60	6,50	5,10	5,30	7,40
PB (mmHg) F= 29,13 p < 0,001	Média	3,25	5,25	2,55	2,35	2,60	2,20	2,50
	DP	1,45	2,02	0,99	0,93	0,82	1,11	1,10
	Mínimo	1,00	3,00	1,00	1,00	2,00	1,00	1,00
	Máximo	6,00	9,00	5,00	5,00	5,00	5,00	5,00
PP máx. (mmHg) F= 44,73 p < 0,001	Média	43,75	48,55	20,60	18,30	19,95	17,60	20,00
	DP	13,99	18,52	5,04	3,74	4,82	5,35	5,96
	Mínimo	20,00	24,00	10,00	8,00	14,00	9,00	9,00
	Máximo	76,00	104,00	28,00	24,00	29,00	34,00	31,00
PP méd. (mmHg) F= 41,37 p < 0,001	Média	27,85	36,55	14,75	13,65	15,35	13,05	15,30
	DP	9,09	14,52	3,68	2,85	3,27	3,56	4,21
	Mínimo	11,00	19,00	8,00	6,00	10,00	7,00	9,00
	Máximo	47,00	77,00	22,00	19,00	24,00	19,00	24,00

Ao comparar as SSs, o polímero viscoelástico apresentou maiores valores de F, PB, PP máx. e PP méd. ($p < 0,001$), exceto em relação à PP máx. comparativamente à MOP.

Houve diferença entre a MOP com todas as SSs em relação à F ($0,001 \leq p \leq 0,045$) e PP méd. ($0,001 \leq p \leq 0,041$).

Esses valores foram apresentados na Tabela 19, a seguir.

Tabela 19: Comparação da força, pressão do box, pressão de pico máxima e pressão de pico média exercidas na região calcânea esquerda, nas diferentes superfícies de suporte. Uberaba (MG), 2017.

Superfícies de Suporte	Variável	Mesa de Operação Padrão	Polímero Viscoelástico	Espuma Selada D28	Espuma Selada D33	Espuma Selada D45	Espuma Soft D18	Espuma Soft D28
Mesa de Operação Padrão	F	-	<0,001	0,031	0,006	0,003	0,001	0,045
	PB	-	0,001	0,557	0,121	0,404	0,025	0,441
	PP máx.	-	1,00	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
	PP méd.	-	0,041	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
Polímero Viscoelástico	F	<0,001	-	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
	PB	0,001	-	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
	PP máx.	1,00	-	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
	PP méd.	0,041	-	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001	<0,001
Espuma Selada D28	F	0,031	<0,001	-	1,00	1,00	1,00	1,00
	PB	0,557	<0,001	-	1,00	1,00	1,00	1,00
	PP máx.	<0,001	<0,001	-	1,00	1,00	1,00	1,00
	PP méd.	<0,001	<0,001	-	1,00	1,00	1,00	1,00
Espuma Selada D33	F	0,006	<0,001	1,00	-	1,00	1,00	0,971
	PB	0,121	<0,001	1,00	-	0,441	1,00	1,00
	PP máx.	<0,001	<0,001	1,00	-	1,00	1,00	1,00
	PP méd.	<0,001	<0,001	1,00	-	0,089	1,00	0,651
Espuma Selada D45	F	0,003	<0,001	1,00	1,00	-	1,00	1,00
	PB	0,404	<0,001	1,00	0,441	-	0,884	1,00
	PP máx.	<0,001	<0,001	1,00	1,00	-	1,00	1,00
	PP méd.	<0,001	<0,001	1,00	0,089	-	0,293	1,00
Espuma Soft D18	F	0,001	<0,001	1,00	1,00	1,00	-	0,539
	PB	0,025	<0,001	1,00	1,00	0,884	-	1,00
	PP máx.	<0,001	<0,001	1,00	1,00	1,00	-	1,00
	PP méd.	<0,001	<0,001	1,00	1,00	0,293	-	0,587
Espuma Soft D28	F	0,045	<0,001	1,00	0,971	1,00	0,539	-
	PB	0,441	<0,001	1,00	1,00	1,00	1,00	-
	PP máx.	<0,001	<0,001	1,00	1,00	1,00	1,00	-
	PP méd.	<0,001	<0,001	1,00	0,651	1,00	0,587	-

As Figuras 57, 58, 59 e 60 ilustram o comportamento de cada variável avaliada em relação às diferentes proeminências ósseas. Observa-se que a região sacral é a que apresenta maior valor de F e PB. A PP máx. e PP méd. apresentam divergências em relação às regiões, das quais há um predomínio da região sacral em MOP e polímero viscoelástico, porém, esse comportamento se altera nas espumas selada e soft, havendo predomínio das regiões calcâneas direita e esquerda.

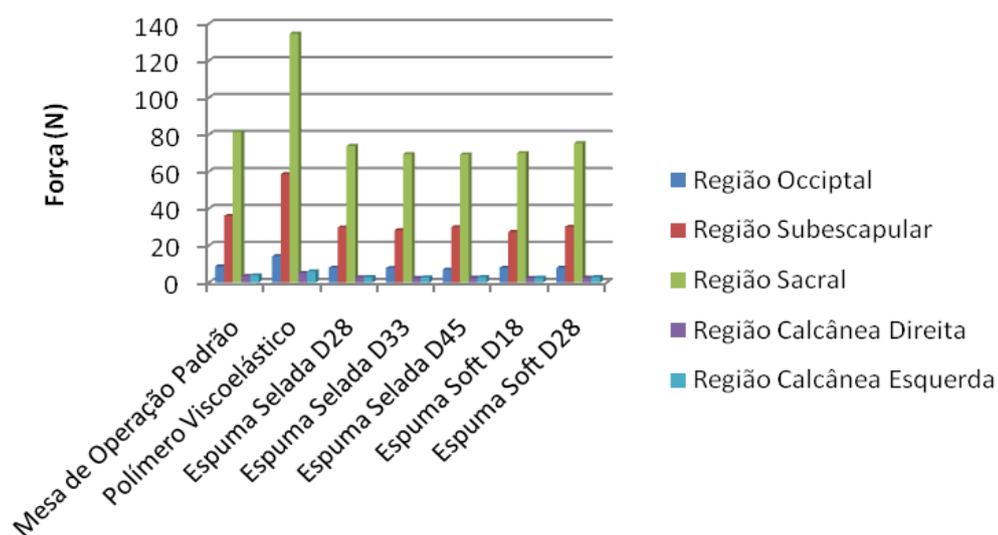


Figura 57: Distribuição da força, em diferentes regiões. Uberaba (MG), 2017.

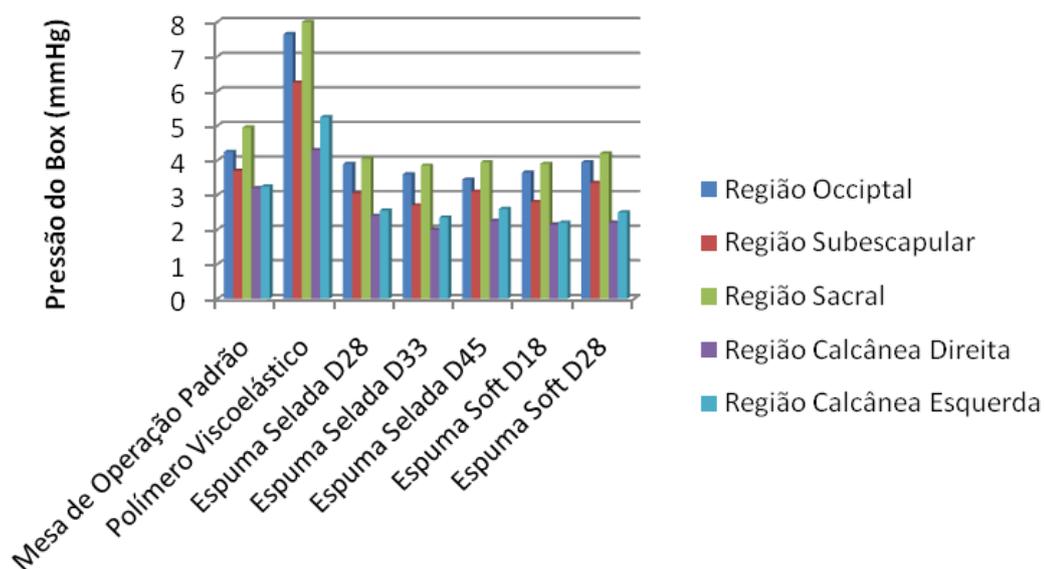


Figura 58: Distribuição da pressão do box, em diferentes regiões. Uberaba (MG), 2017.

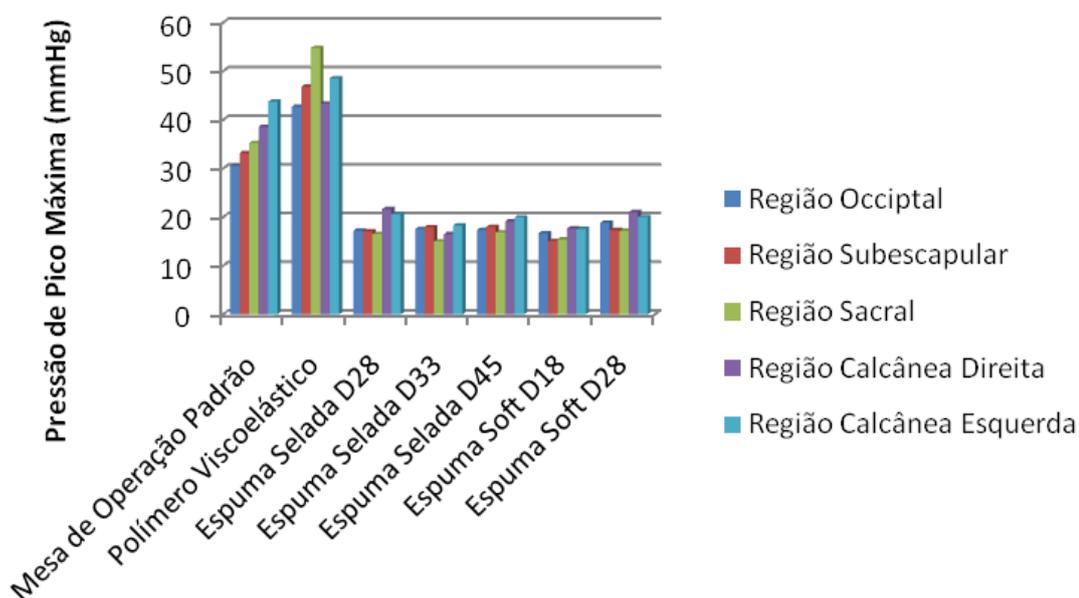


Figura 59: Distribuição da pressão de pico máxima, em diferentes regiões. Uberaba (MG), 2017.

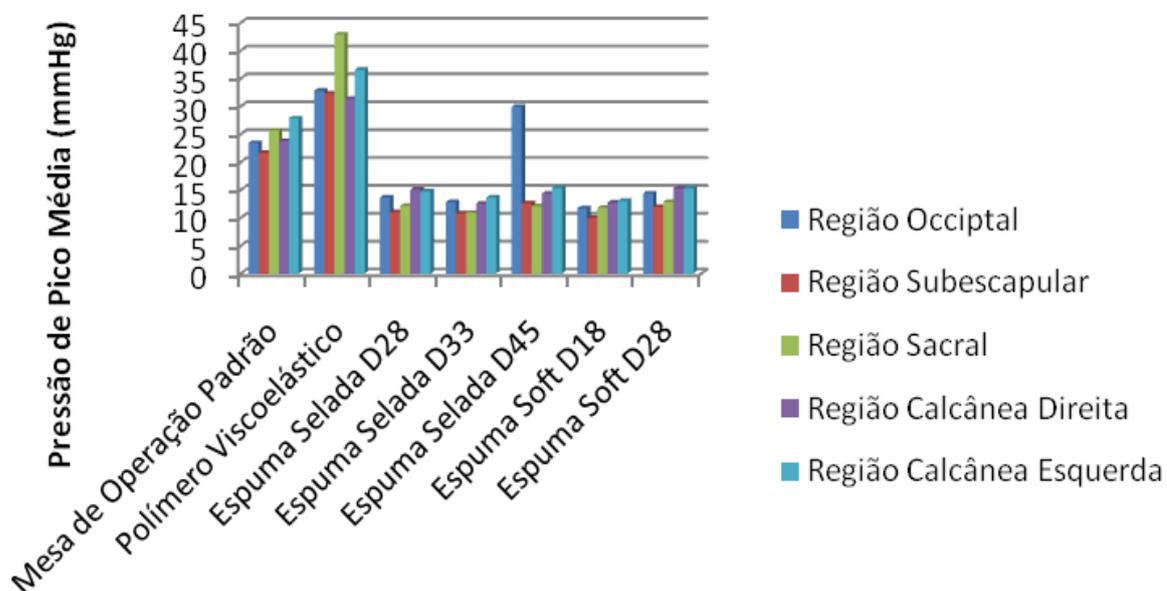


Figura 60: Distribuição da pressão de pico média, em diferentes regiões. Uberaba (MG), 2017.

Foi realizada análise multivariada a mais de um fator para verificar se houve diferença das variáveis analisadas (F, PB, PP máx., PP méd.) entre os grupos de participantes, de acordo com a classificação nutricional (magreza, eutrófico, sobrepeso e obesidade).

Como a região sacral apresentou maiores valores de pressão em MOP, optou-se por realizar a análise entre grupos nessa região.

A Tabela 20, a seguir, apresenta esses resultados.

Tabela 20: Distribuição dos valores médios, desvio-padrão, mínimo e máximo da força, pressão do box, pressão de pico máxima e pressão de pico média da região sacral, comparada por grupos, nas diferentes superfícies de suporte. Uberaba (MG), 2017.

Variáveis	Classificação Nutricional*	Mesa de Operação Padrão	Polímero Viscoelástico	Espuma Selada D28	Espuma Selada D33	Espuma Selada D45	Espuma Soft D18	Espuma Soft D28	
F (N) F= 4,46 p = 0,005	1	Média	51,22	85,20	49,18	43,04	45,68	47,64	50,74
		DP	4,83	14,56	7,65	6,73	4,14	5,73	4,07
	2	Média	61,16	99,68	66,72	58,28	59,88	60,48	62,74
		DP	13,07	20,38	6,99	11,87	14,50	6,89	16,95
	3	Média	86,92	139,62	77,26	72,94	68,24	71,06	77,62
		DP	17,60	30,53	19,36	6,90	9,61	13,60	10,60
	4	Média	126,04	213,98	102,36	103,48	103,64	101,08	110,34
		DP	47,90	81,90	29,30	34,58	40,59	26,10	44,20
PB (mmHg) F= 1,08 p =0,39	1	Média	4,20	7,00	2,20	3,05	3,40	2,60	3,40
		DP	0,84	1,22	0,45	0,94	1,27	0,94	0,55
	2	Média	4,40	7,20	3,00	3,80	3,80	3,60	4,00
		DP	0,89	1,30	0,71	0,84	0,84	0,89	1,00
	3	Média	4,80	8,00	3,00	3,60	4,00	4,20	4,00
		DP	0,45	0,71	0,71	0,55	0,71	0,84	1,00
	4	Média	6,40	9,80	4,00	5,00	4,60	5,20	5,40
		DP	2,07	2,17	1,00	1,87	1,34	1,79	2,40
PP máx. (mmHg) F= 1,39 p= 0,24	1	Média	41,00	43,80	13,60	10,60	14,20	11,40	14,60
		DP	22,48	15,83	1,95	2,07	1,10	2,41	1,52
	2	Média	35,00	37,60	17,60	15,40	17,00	14,40	17,00
		DP	15,72	10,95	3,29	3,36	5,39	2,19	4,85
	3	Média	32,40	44,60	16,40	15,20	16,40	16,60	17,00
		DP	8,26	17,44	1,67	2,95	1,14	2,61	2,45
	4	Média	32,60	61,40	18,60	18,80	19,80	19,40	20,20
		DP	4,51	16,67	5,41	5,26	8,67	3,78	6,30
PP méd. (mmHg) F= 0,29 p=0,87	1	Média	29,80	42,80	10,60	8,20	11,20	9,40	11,80
		DP	14,81	29,07	1,14	1,30	0,84	1,82	1,48
	2	Média	25,40	41,60	12,20	12,40	13,20	11,40	12,80
		DP	11,63	13,05	1,30	3,36	3,96	1,52	3,77
	3	Média	24,00	45,00	12,40	10,00	11,20	12,20	12,00
		DP	7,65	18,71	1,14	0,71	1,30	0,84	1,22
	4	Média	23,40	42,20	13,40	13,00	12,80	14,20	14,80
		DP	3,85	8,53	1,95	1,73	3,11	2,49	4,82

*1: magreza, 2: eutrófico, 3: sobrepeso, 4: obesidade

Houve diferença significativa entre os grupos na variável força ($p= 0,005$), na qual o grupo de obesos apresentou diferença significativa dos níveis de força na região sacral. As

outras variáveis não apresentaram diferenças significativas entre os grupos. As Figuras 61 a 64 apresentam a diferença das variáveis F, PB, PP máx. e PP méd. entre os grupos.

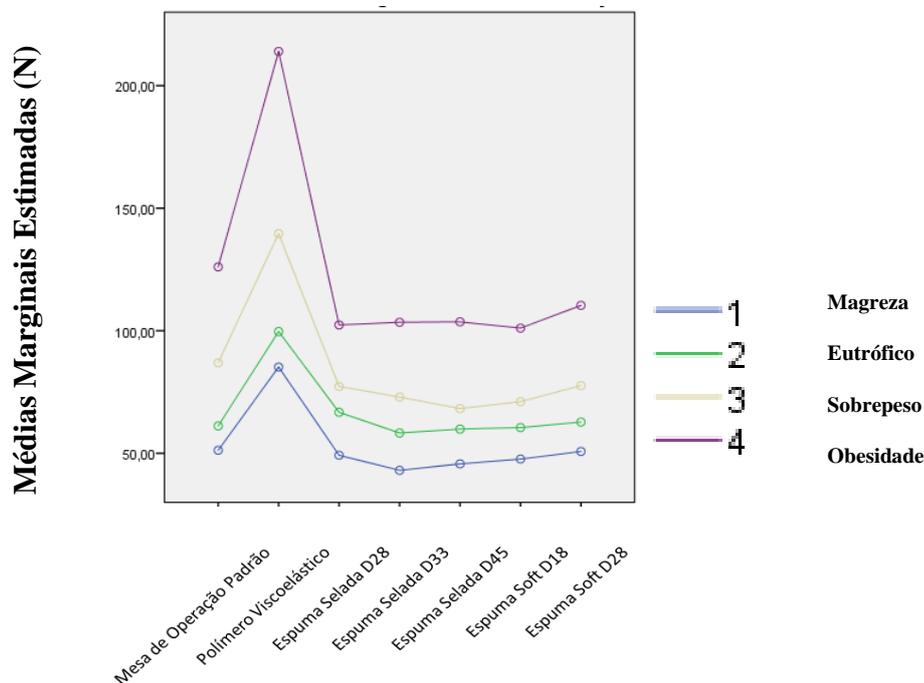


Figura 61: Força (N) exercida em região sacral, nos grupos de participantes. Uberaba (MG), 2017.

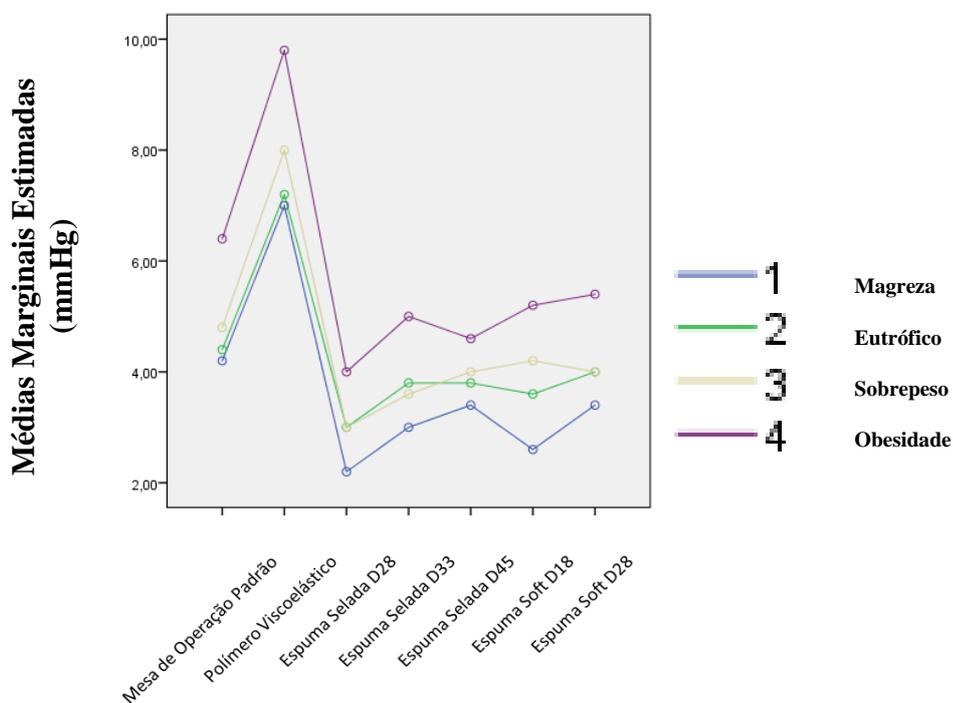


Figura 62: Pressão do box (mmHg) em região sacral, nos grupos de participantes. Uberaba (MG), 2017.

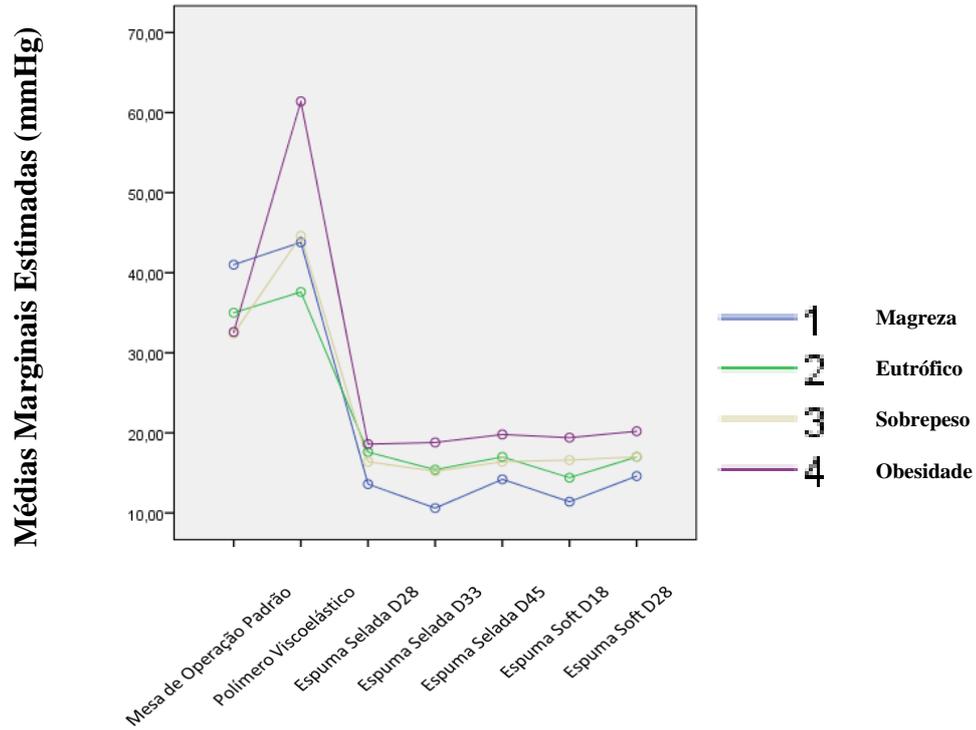


Figura 63: Pressão de Pico Máxima (mmHg) em região sacral, nos grupos de participantes. Uberaba (MG), 2017.

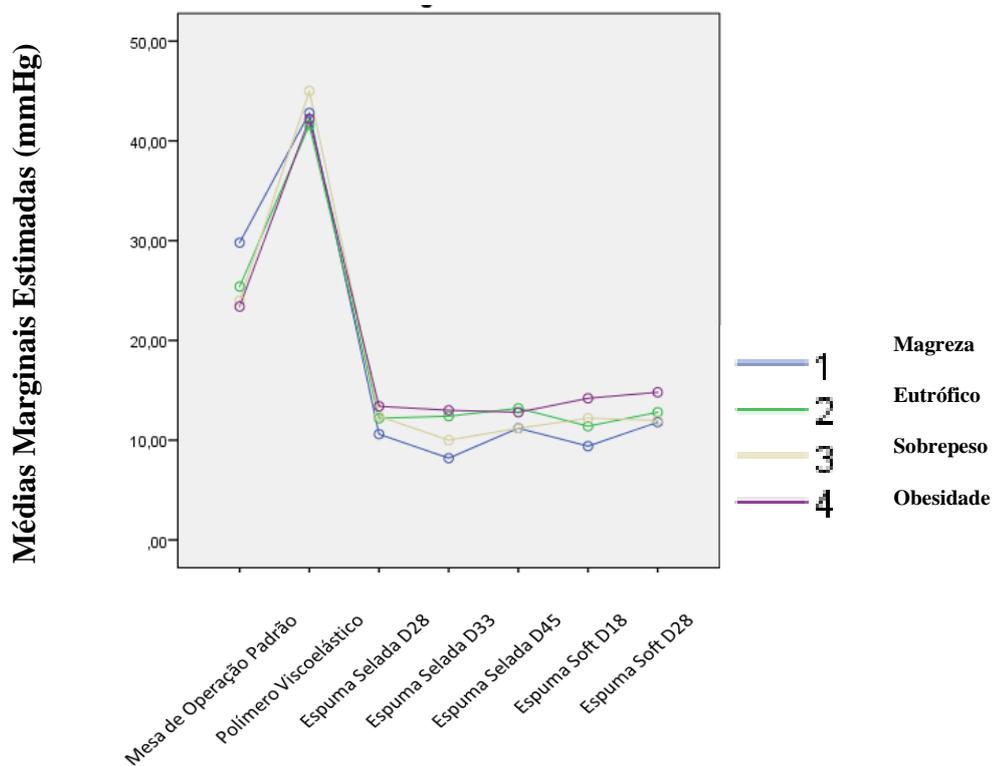


Figura 64: Pressão de Pico Média (mmHg) em região sacral, nos grupos de participantes. Uberaba (MG), 2017.

7 DISCUSSÃO

O presente estudo propôs avaliar as principais propriedades mecânicas das SSs (polímero viscoelástico, espuma vinílica acetinada, espuma selada D28, espuma selada D33, espuma selada D45, espuma soft D18 e espuma soft D28) e os níveis de pressão em proeminências ósseas. As etapas do estudo obtiveram divergências em relação ao uso das SSs, conforme discutido a seguir.

Houve uma variabilidade nas características das SSs avaliadas. Foram observadas densidades entre $0,02 \text{ g/cm}^3$ e $1,12 \text{ g/cm}^3$, das quais a espuma soft D18 apresentou menor valor. O polímero viscoelástico e a EVA apresentaram as maiores densidades ($0,12 \text{ g/cm}^3$ e $0,09 \text{ g/cm}^3$, respectivamente). A EVA foi a espuma que apresentou maior dureza, seguida do polímero viscoelástico e da espuma soft D28.

Pesquisa realizada com modelo de simulação das camadas corporais (modelo de elementos finitos) evidenciou que uma superfície mais macia (menos densa) resultou em maior redução da pressão de interface, entretanto, ainda com essa redução, permanecem as alterações provocadas pela pressão em camadas musculares mais profundas, mesmo que em menor proporção, quando comparadas a espumas mais duras (OOMENS et al., 2003).

Revisão integrativa encontrou como evidência que dispositivos estáticos à base de espumas, independente de sua densidade, para que apresentem um resultado satisfatório na distribuição de pressão, necessitariam ter uma densidade tão baixa, que ao posicionar o paciente, haveria o colapso do dispositivo, anulando o benefício potencial (URSI; GALVÃO, 2006).

Considera-se importante que, para uso intraoperatório, as SSs devem manter a estabilidade do paciente e do campo operatório, durante o procedimento (LOPES, 2013). Torna-se necessária a escolha de dispositivos, os quais apresentem pequenas deformações com a execução da força exercida pelo corpo nas proeminências ósseas, evitando as oscilações do posicionamento.

Quanto maior a densidade e dureza da SS, menor a penetração no mesmo, durante a aplicação de determinada força (CARVALHO; FROLLINI, 1999). Isso implica na indicação de uso de materiais de maior densidade e dureza para a garantia de maior estabilidade do paciente, em mesa cirúrgica. Entretanto, materiais muito densos envolvem menor penetração, o que reduz a área de contato das proeminências ósseas nas SSs e aumenta a pressão de interface. Infere-se que valores intermediários de densidade e dureza são mais recomendados às SSs utilizadas em intraoperatório.

Em relação ao ensaio de deformação permanente à compressão, houve uma expressiva diferença entre os materiais avaliados. A EVA apresentou redução da espessura a 47,08%, o que caracteriza esse produto como o de menor durabilidade, quando comparado aos outros materiais. As espumas soft apresentaram segundo maior valor de deformação, apesar de os valores de deformação serem aproximados ao das espumas selada.

O polímero viscoelástico obteve a menor deformação (1,70%), seguido da espuma selada D45 (1,92%), sendo considerados os materiais que mais resistiram à permanência de compressão, durante períodos prolongados à temperatura elevada.

O teste de deformação permanente à compressão reflete o escoamento dos materiais, quando expostos a condições específicas de pressão e temperatura (SOSNOSKI, 2012) e possui relação com a durabilidade dos materiais (VILAR, 1998).

Apesar de ser considerado um material que tem ampliado sua importância no mercado de protetores ortopédicos e indústria de calçados (ALPIRE-CHÁVEZ, 2007; AZEVEDO et al., 2009), optou-se por excluir a EVA dos ensaios devido aos resultados negativos apresentados quanto à dureza, densidade e deformação permanente à compressão.

As espumas soft D18 e selada D28, de menores densidades, foram as que necessitaram de menor força para atingirem deformações no ensaio de força de indentação. O que implica que esses materiais resistiriam menos a tensões geradas pela força em proeminências ósseas, durante o posicionamento do paciente.

O polímero viscoelástico e a espuma selada D45 foram as que resistiram mais à aplicação de força, o que as caracteriza como mais resistentes à massa dos participantes, quando posicionados. As espumas selada D33 e soft D28 apresentaram força de indentação intermediárias e semelhantes.

Existe a recomendação pela norma NBR ABNT 9176 do cálculo do fator de conforto, determinado pelas normas ASTM 3574 e ISO 2439. Os cálculos foram realizados e apresentaram diferenças entre os resultados. Segundo a ASTM 3574, as SSs obtiveram a ordem crescente do fator de conforto: espumas seladas D45, D33 e D28, espuma soft D18 e D28 e o polímero viscoelástico. De acordo com a norma ISO 2439, a ordem crescente do fator de conforto foi: polímero viscoelástico, espumas selada D33 e D45, espuma soft D18 e D28 e espuma selada D28.

Esses resultados apontam a necessidade de reavaliação da indicação dessas normas. Os cálculos podem apresentar discrepâncias que impeçam uma conclusão sobre quais materiais são mais confortáveis.

Estudo experimental laboratorial, que avaliou a pressão de pico em pacientes cirúrgicos em posição supina, apresentou como considerações finais que o conforto das SSs avaliadas foi relatado pelos voluntários da pesquisa, durante a coleta de dados. Os participantes consideraram que os dispositivos à base de espuma foram os mais confortáveis comparativamente à MOP e ao dispositivo de gel. Além disso, a sobreposição em gel foi caracterizada como de superfície fria (KING; BRIDGES, 2006).

O ensaio de fadiga dinâmica simula a utilização dos materiais no que diz respeito à avaliação de seu desempenho, no decorrer do uso (SOSNOSKI, 2012). Em relação à perda de espessura, o polímero viscoelástico apresentou maior porcentagem de perda (10,22%). As menores perdas de espessura foram encontradas nas espumas selada D33 e soft D18.

Quanto à perda de força de indentação, o polímero apresentou a maior perda de força a 15% (81,62%), porém não obteve perdas a compressões maiores. A espuma selada D45 apresentou menor perda de força de indentação, quando comparada a outros materiais. As espumas soft obtiveram maior perda de força de indentação.

Esses resultados implicam em maior resistência e durabilidade da espuma selada D45 e do polímero viscoelástico. A durabilidade dos materiais também é determinada pela fadiga (VILLAR, 1998). O polímero viscoelástico, apesar de obter resultados de perda de força inicial elevada, não obteve perdas em compressões maiores, se mostrando mais resistente nesses casos. As espumas soft possuem menor resistência à fadiga.

A densidade das espumas está diretamente relacionada à dureza que interfere na resistência do material à fadiga (VILAR, 2004). Porém, nos resultados da pesquisa em questão, essa relação não ficou evidente, visto que as espumas de menor densidade obtiveram menor resistência à fadiga.

A segunda etapa do estudo avaliou os valores de pressão de interface nas diferentes SSs. Essa avaliação foi realizada por meio de tecnologia de mapeamento de pressão.

As tecnologias de mapeamento de pressão são utilizadas para avaliar as pressões de interface entre um paciente e uma SS. Um tapete fino e flexível contendo uma matriz de sensores é posicionado entre o paciente e a superfície de teste. Os sensores captam valores de pressão e os transmitem para computador, que contém software especializado, o que gera um mapa e pode ser interpretado visualmente e numericamente. As pressões altas e baixas são geralmente codificadas por cores com uma escala de pressão numérica correspondente (mmHg) (MILLER et al., 2013).

Os estudos que avaliam a pressão de interface utilizaram tecnologias de avaliação diferentes.

Estudo realizado nos Estados Unidos que avaliou a pressão de interface média em posição supina utilizou como tecnologia de avaliação de pressão um sensor eletropneumático (Next Generations Digital Interface Pressure Evaluator, Next Generations Inc, Temecula, CA), calibrado com a utilização de manômetro de mercúrio. A pesquisa não informou a dimensão do sensor ou outras especificações (BLAYLOCK; GARDNER, 1994).

Pesquisa laboratorial, que investigou a pressão de interface em quatro SSs e na MOP, utilizou como sistema de medição da pressão de interface o sensor Ergocheckt (ABW, Hamburgo, Alemanha). O mesmo consiste em tapete de medição contendo 684 sensores, posicionados a uma distância de 3 cm entre eles. Cada sensor possui um diâmetro de 0,4 cm e é preenchido com ar e ligado a um transdutor de pressão por um tubo de ar de cloreto de polivinilo. A pressão exercida sobre o sensor é acompanhada pelo deslocamento do ar através do canal. Este deslocamento de ar é convertido em um sinal digital pelo transdutor de pressão. O Ergocheckt permite não só medir a pressão em cada sensor, mas também a dimensão do contato com a superfície (DEFLOOR; SCHUIJMER, 2000).

A medição foi realizada após 1 minuto de imobilização do participante. Pesquisa anterior mostrou que as pressões de interface não se alteram, se períodos mais longos de imobilização forem utilizados (DEFLOOR, 2000; DEFLOOR & GRYPDONCK, 2000).

Pesquisa experimental realizada com cinco voluntários saudáveis comparou a redistribuição de pressão em duas SSs, utilizou o Sistema de Mapeamento FSA e software de mapeamento das pressões de interface. A esteira sensora é constituída por 1.024 sensores dentro de uma área de 1920 x 762 mm de detecção. O sistema FSA possui uma precisão de 95%, além de uma alta confiabilidade e repetibilidade das medições de pressão de interface (MILLER et al., 2013).

Estudo transversal, realizado na Suécia, objetivou explorar a interação entre pressão de interface, pressão induzida, vasodilatação e hiperemia relativa com quatro SSs em região sacral. Foi utilizado um sistema de mapeamento de pressão com quatro sensores em base flexível que medem 45 cm × 45 cm (Sistema de Cartografia de Pressão Xensor X236, Anatomic Sitt, Norrköping, Suécia). Para medir a pressão de interface sobre a área onde a sonda de medição foi localizada (a pressão da sonda sacral), foi utilizado um transmissor de pressão pneumático flexível conectado a um manômetro digital desenvolvido pelos pesquisadores (BERGSTRAND et al., 2015).

Estudo de intervenção laboratorial investigou a pressão de pico nas regiões occipital, sacral e calcânea em amostra de conveniência de sete adultos saudáveis com IMC variados. As SSs avaliadas foram a MOP, sobreposição de poliuretano EGGCRATE e sobreposição em

gel. A avaliação da pressão de pico foi realizada por meio de sensor "XSensor" (*Crown Therapeutics*, Belleville, Illinois), caracterizado por uma malha de transdutores de força embutida em uma esteira fina que foi posicionada entre o indivíduo e a SS. O XSensor é um sistema de transdutores de força, que consiste em uma grade de transdutores com uma resolução quadrada de 0,25 polegadas alinhada. Sua extensão é de 48 x 48 polegadas e possui uma faixa de pressão entre 0 e 220 mm Hg. O sistema foi calibrado antes do projeto (KING; BRIDGES, 2006).

Estudo experimental utilizou o mesmo sistema XSensor® e analisou a pressão de pico e a área de contato com a pele, em duas posições diferentes na MOP (almofadas de fibras de poliuretano de 3 cm), um colchão de RIK®-fluido, ROHO®-almofada de colchão inflável e um colchão viscoelástico da espuma de poliuretano de 7cm, feito sob encomenda (KELLER; OVERBEEKE; WERKEN, 2006).

O equipamento de medição utilizado na presente pesquisa possui sistema de medição envolvendo 1.024 sensores, o que corresponde ao utilizado por Miller et al., 2013. A determinação precisa da pressão de interface depende de alguns fatores, como a calibração do dispositivo, o uso adequado e a quantidade de sensores de detecção por área de avaliação. A quantidade de sensores correspondente a uma área de avaliação pode aumentar a sensibilidade da medição. Comparando ao utilizado nos estudos apresentados, a presente pesquisa foi realizada com um número de sensores maiores por área de avaliação.

Em relação ao tempo de imobilização para a realização da medição da pressão de interface, o que foi utilizado na metodologia proposta neste estudo foi considerado satisfatório, pois vem ao encontro do realizado em outras pesquisas que relataram que o tempo de imobilização não altera a pressão detectada pelo sensor (DEFLOOR, 2000; DEFLOOR & GRYPDONCK, 2000).

Em relação à avaliação da pressão de interface (pressão do box, pressão de pico máxima e pressão de pico média), o polímero viscoelástico apresentou os maiores valores comparados às outras espumas. Em algumas situações, seu uso não apresentou diferença significativa em relação à MOP.

Em relação a estudos que avaliaram o uso do polímero viscoelástico para a prevenção de LPP em intraoperatório, alguns o consideraram eficazes para a prevenção de LPP (BA PHAM et al., 2011; NIXON et al., 1998; SCHULTZ, 2005; URSI & GALVÃO, 2006; WALTON-GEER, 2009).

Porém, houve estudos em que não foi recomendado o uso do polímero viscoelástico, ou as evidências quanto ao seu uso ainda não foram consideradas eficientes, para que se

proponha uma recomendação (HUANG; CHEN; XU, 2013; LOPES; GALVÃO, 2010; MCINNES et al., 2012 / 2015).

Ressalta-se que a divergência de nomenclatura de algumas SSs pode deixar dúvidas em relação à semelhança dos materiais. Um exemplo claro é o estudo realizado por Defloor e Schuijmer (2000), que denominou o polímero viscoelástico utilizado na presente pesquisa como SS de gel. Com isso, existe a possibilidade de outros estudos apresentarem essa mesma situação, o que pode interferir na discussão dos resultados.

A divergência de nomenclaturas foi observada também em revisão integrativa, ao considerar que estudos que avaliaram SS à base de gel não trouxeram uma descrição aprofundada das apresentações dos dispositivos. O amplo espectro das apresentações classificadas como gel deixa em dúvida o agrupamento dessas informações de pesquisas (URSI; GALVÃO, 2006).

Pesquisa realizada na Itália, que objetivou verificar a incidência de LPP em pacientes submetidos a cirurgias de grande porte, avaliou pacientes em três tipos de SS, sendo colchão de poliuretano, gel e borracha. Como resultados, o colchão de gel apresentou maior probabilidade de ocorrência de LPP em comparação às outras superfícies (BULFONE et al., 2012). Porém, não fica claro o modelo da SS utilizada, impossibilitando comparações posteriores.

A WOCN observou inconsistências em relação à terminologia das SSs, detectadas durante uma revisão abrangente da literatura, havendo a necessidade de padronizar os termos utilizados, a fim de reforçar a coerência no uso das nomenclaturas (MCNICHOL et al., 2015).

Em relação ao uso das espumas, verificou-se uma redução significativa da pressão de interface, ao se comparar à MOP ou ao uso do polímero viscoelástico. A espuma soft D18 e a espuma selada D33 foram as que apresentaram menores valores de pressão de interface. As espumas seladas apresentaram menor pressão de interface em relação à espuma soft D28. Porém, a diferença entre elas não foi significativa de forma geral.

As almofadas de espuma podem ser eficazes na redução de pressão de interface ou especificamente quando existe um peso leve para ser redistribuído (AORN, 2011).

Apesar dos resultados encontrados no presente estudo, existem evidências de que não indicam o uso de espuma para prevenção de LPP.

Estudo que objetivou avaliar a prevalência e os fatores de risco associados ao desenvolvimento de LPP em pacientes submetidos a procedimentos cirúrgicos superiores a três horas evidenciou que almofadas de espuma com célula fechada de duas polegadas de espessura estiveram associadas em análise bivariada ($X^2 = 15,848$, $p = 0,000$) e em regressão

logística (B 2,691, p 0,024) ao desenvolvimento de LPP, o que não justifica sua indicação para a realização de procedimentos cirúrgicos (PRIMIANO et al., 2011).

Na pesquisa de Defloor e Schuijmer (2000), o colchão de espuma obteve pouco ou nenhum efeito de redução da pressão, não contribuindo para prevenção de LPP (DEFLOOR; SCHUIJMER, 2000).

Pesquisa realizada em hospital da rede de saúde integrada do sudeste dos Estados Unidos, que verificou os fatores que contribuem para o desenvolvimento de LPP em sala de operação, encontrou em seus resultados que 85% dos pacientes com LPP estavam em uso de dispositivos em formatos de almofadas de espuma. Os autores atribuem que a ocorrência de LPP pode estar relacionada ao uso de SSs obsoletas (ENGELS et al., 2016).

Embora nenhuma superfície de apoio específica se encaixe em todas as circunstâncias, a melhor estratégia de escolha seria aquela que melhor reduz a pressão de interface (PRIMIANO et al., 2011).

Os estudos que avaliaram pressão de interface apresentaram a comparação da PP máx., PP méd. ou PB entre as SSs e em relação às proeminências ósseas.

Pesquisa realizada em Ohio, Estados Unidos, comparou a pressão de interface média nas regiões subescapular, sacral e calcaneares em duas SSs. Foi realizada com dois grupos de participantes. As pressões de interface foram determinadas para dez sujeitos em uma MOP usada para cirurgia vascular com três camadas de espuma e para dez sujeitos em uma MOP semelhante com uma almofada de substituição de espuma, substituindo a almofada de MOP usual (espuma de alta densidade de 3,5 polegadas). Não houve diferença significativa entre as SSs utilizadas nesse estudo. Houve uma tendência de ser significativamente diferente a pressão de interface da região escapular. As pressões sacrais médias permanecem maiores que as pressões de enchimento capilar (37,51 mmHg e 38,18 mmHg). As pressões médias de interface do tecido foram inferiores às pressões de fechamento capilar nas áreas da escápula e do calcânhar (menores que 29 mmHg) (BLAYLOCK; GARDNER, 1994).

A presente pesquisa evidenciou que as médias de pressão de pico e de pico média apresentaram valores maiores que a pressão de enchimento capilar na MOP e no polímero viscoelástico. Em relação às espumas, estes valores foram menores que 32 mmHg em todas as regiões avaliadas.

Pesquisa realizada na Bélgica comparou os dispositivos gel (Action®), espuma (3cm 45-50 g/m² e 3 com 70-75 g/m²), colchão de poliéter viscoelástico (SAF®), colchão de poliuretano viscoelástico (Tempur-Pedic ®) e a MOP em relação à pressão de interface. Foram realizadas avaliações em quatro posições cirúrgicas, das quais a posição supina, que

obteve pressão de interface em MOP elevada (49,2 mmHg, SD= 9,6 mmHg). O dispositivo gel (Action®) apresentou pressão de interface de 43,6 mmHg (SD= 6,5 mmHg). Apesar da diferença entre essas SSs ser significativa, essa redução foi considerada limitada. Entretanto, espera-se que haja o mínimo de prevenção de LPP (DEFLOOR; SCHUIJMER, 2000). Esses resultados não corroboram o encontrado na presente pesquisa, na qual o polímero viscoelástico apresentou maiores valores de pressão de interface em relação à MOP.

O estudo de Defloor & Schuijmer (2000) também avaliou SS de espuma (4 cm), poliuretano viscoelástico (7 cm) e poliéter viscoelástico (6 cm), porém, não descreve a especificação desses dispositivos quanto às densidades. Na posição supina, essas SSs apresentaram pressão de interface de 47,4 mmHg, 32,0 mmHg e 34,9 mmHg, respectivamente.

A posição supina foi a única posição em que não houve diferença significativa entre MOP e o colchão de espuma. O colchão de poliuretano apresentou menor pressão de interface em relação ao colchão de gel, de espuma ou da MOP. Na posição supina, o colchão de poliuretano reduziu a pressão de interface a 16,3 mmHg (SD= 7,7 mmHg), enquanto o colchão de poliéter reduziu a pressão de interface a 13,7 mmHg (SD= 11,7 mmHg) e o de gel reduziu em 5,6 mmHg (SD= 3,1) em relação à MOP. Os resultados mostraram que as superfícies de poliuretano e poliéter tinham pressões de interface menores, quando em comparação com superfícies de espuma e gel (DEFLOOR; SCHUIJMER, 2000).

Pesquisa realizada por Miller e colaboradores (2013) comparou uma superfície de 2,5 polegadas (Tempur-Pedic® EP), construída de um material viscoelástico (Tempur-Pedic North America, Inc, Lexington, KY) com superfície viscoelástica de quatro polegadas (Medline Industries, Inc, Mundelein, IL), utilizando o sistema FSA de Mapeamento. A superfície viscoelástica de quatro polegadas apresentou sensores que registraram pressão de interface maior que 90 mm Hg em comparação com dois a 20 sensores na superfície de 2,5 polegadas (MILLER et al., 2013).

Na presente pesquisa, as regiões que obtiveram valores mais altos de pressão de interface foram as regiões sacral e calcânea, principalmente na MOP e no polímero viscoelástico, o que corrobora as conclusões encontradas por Engels e colaboradores (2016).

Estudo transversal, realizado na Suécia, objetivou explorar a interação entre pressão de interface, pressão induzida, vasodilatação e hiperemia relativa com as quatro superfícies de suporte: colchão hospitalar padrão de poliuretano de alta resistência de 50kg/m³ (Optimal M3, Cuidados da Suécia, Svenljunga, Suécia), colchão de espuma com redistribuição de pressão de alta resiliência 50-52kg / m³ (Pentaflex Elegance, ArjoHuntleigh, Malmö, Suécia),

colchão não alimentado com preenchimento de ar e camada externa de espuma viscoelástica (Therapy System, ArjoHuntleigh, Malmö, Suécia) e colchão de pressão alternada de 188 mm de espessura (AutoLogic 200, ArjoHuntleigh, Malmö, Suécia). Para a avaliação da pressão de interface, foi utilizado um transmissor de pressão pneumático flexível conectado a um manômetro digital desenvolvido pelos pesquisadores. Como resultados, observou-se que a pressão média e a pressão de pico na região sacral obtiveram diferenças estatisticamente significativas ($p < 0,005$). O colchão com preenchimento de ar e camada externa de espuma viscoelástica apresentou menor valor de pressão média sacral e pressão de pico sacral (23,5 mmHg e 49,3 mmHg; respectivamente, $p < 0,0005$). As pressões média e de pico na mesa de operação padrão foram 27,4 mmHg e 64,1 mmHg, respectivamente (BERGSTRAND et al., 2015), o que não corresponde ao encontrado na presente pesquisa.

Estudo realizado em Washington, Estados Unidos, comparou as SSs sobreposição de poliuretano EGGCRATE e sobreposição em gel, comparadas à MOP. Os resultados apresentaram que não houve diferença estatisticamente significativa da pressão de pico na região occipital (KING; BRIDGES, 2006), o que não corrobora o encontrado neste estudo.

A região sacral obteve maiores valores médios de pressão de pico na sobreposição EGGCRATE comparativamente à MOP (59 ± 17 mmHg, $p = 0,01$) e à sobreposição de gel (61 ± 27 mmHg, $p = 0,02$). Nos calcanhares, a sobreposição EGGCRATE apresentou menor valor médio de pressão de pico (70 ± 24 mmHg) ao se comparar à MOP (122 ± 58 mmHg, $p = 0,02$) e à sobreposição em gel (134 ± 59 mmHg, $p = 0,005$) (KING; BRIDGES, 2006). Os valores apresentados na MOP foram superiores ao valor encontrado na pesquisa atual.

Os autores concluíram que a pressão de pico foi superior à pressão de enchimento capilar em todos os casos, o que pode sugerir que pressões maiores que 32 mmHg podem ser suportadas por alguns participantes, sem que ocorra manifestação da lesão. Além disso, a escolha da SS a ser utilizada deve ser realizada com cautela, pois adições de SS podem ocasionar no aumento da pressão de pico, principalmente em região sacral (KING; BRIDGES, 2006).

Estudo realizado por Kirkland-Walsh e colaboradores avaliou a pressão do box de avaliação, a pressão de pico e a área de contato da região sacral em quatro SSs, das quais: espuma viscoelástica com memória de três camadas, assento estático com ar para área sacral sobre a MOP, copolímero em gel associado à espuma de alta densidade e superfície cirúrgica de simulação de imersão fluída. Os resultados apontaram que a superfície de assento estático apresentou maior redução da pressão de pico na região avaliada (35,8 mmHg) e maior área de

contato. A superfície de simulação de imersão apresentou menor valor de pressão na área total da proeminência óssea (22,1 mmHg) (KIRKLAND-WALSH et al., 2015).

Em relação à região calcânea, estudo de King & Bridges, 2006, observou que a pressão no calcanhar foi elevada em todas as superfícies, evidenciando a necessidade de alívio dessa pressão com a elevação dos membros sempre que possível (KING; BRIDGES, 2006).

Recomenda-se o uso de um dispositivo de suspensão do calcanhar para evitar lesões de pressão nos calcânhares e hiperextensão dos joelhos do paciente, para que se evitem lesões nessa região e o desenvolvimento de doença vascular (HUBER; HUBER, 2009).

Estudo experimental que analisou a pressão de pico e a área de contato com a pele, em duas posições diferentes na MOP (almofadas de fibras de poliuretano de 3 cm), um colchão de RIK®-fluido, ROHO®-almofada de colchão inflável, e um colchão viscoelástico da espuma de poliuretano de 7cm, feito sob encomenda, evidenciou que a SS com fluido forneceu as melhores propriedades de redistribuição de pressão (KELLER; OVERBEEKE; WERKEN, 2006).

Em relação à análise da pressão de interface considerando a classificação nutricional, não foi encontrada diferença estatisticamente significativa entre os grupos, apesar de ser observada uma tendência de maiores valores nos pacientes obesos.

O IMC é uma variável que envolve a massa corporal e a altura dos participantes. Mesmo sendo um critério de avaliação importante e utilizado por muitos pesquisadores, esse dado expressa apenas uma relação de duas variáveis de análise, não levando em conta a composição corporal. Existe uma preocupação da avaliação da composição corporal dos participantes dos estudos. A composição corporal descreve características específicas da relação da massa magra, massa gorda e quantidade de água. O que se observa é que pessoas com IMC semelhantes podem apresentar composições corporais diferentes.

Estudo laboratorial considera que as condições mecânicas locais são influenciadas pela geometria e pelas propriedades dos tecidos e dos ossos subjacentes. A atenção relacionada às pressões de interface entre os tecidos e a SS e a busca de limiares seguros de pressão exigem um interesse na mecânica do problema. Medições de pressão de interface podem ser úteis, mas representam apenas uma solução do problema global. É provável que os tecidos (pele, gordura e músculo) tenham uma susceptibilidade diferente a danos sob cargas mecânicas (OOMENS et al., 2003).

Estudo realizado por Oomens e colaboradores descreve a condição mecânica do contato de nádegas apoiada em diferentes materiais, as propriedades dos tecidos e a fricção. Evidenciou-se que mesmo dispositivos macios, que levam a uma alta redução da pressão de

interface, não impedem que ocorra a deformação do músculo esquelético perto do osso. Essa deformação é suficientemente alta para gerar um risco, o que é um argumento claro de que as pressões de interface por si só não são suficientes para aliviar a superfície de apoio (OOMENS et al., 2003).

A distribuição de tensão nos tecidos é maior que o estresse provocado na interface. Para o modelo de referência proposto por Oomens e colaboradores (2003), o estresse é encontrado na camada muscular. Além disso, o maior valor de cisalhamento no músculo não teve relação com a camada de gordura. As variações nos parâmetros com propriedades de gordura têm considerável influência no cisalhamento da gordura, mas não na camada muscular profunda (OOMENS et al., 2003).

Estudo quase experimental, que teve como proposta a elaboração de um modelo matemático para prever o risco de formação de LPP, utilizou amostra de conveniência de 11 indivíduos adultos, com IMC variando de $25,04 \pm 3,01 \text{ kg/m}^2$. O modelo matemático foi baseado na avaliação de risco de Waterlow e parâmetros fisiológicos dos participantes (idade, peso e altura). As proeminências ósseas avaliadas foram calcânhar, sacro e cotovelo, com o indivíduo em decúbito horizontal, em condições de relaxamento. Aferiu-se a pressão de cada área por quatro sensores Flexiforce (modelo: A201), além das avaliações de idade, peso, altura e IMC. O modelo matemático foi criado utilizando pontuações referentes a cada critério avaliado e possibilitou que um usuário defina a propriedade da superfície com os parâmetros fisiológicos do indivíduo (MISHU; SCHROEDER, 2015).

Evidenciou-se, em diferentes faixas etárias e proeminências ósseas que a porcentagem de risco para formação de LP é maior para IMCs extremos, sendo menor para indivíduos eutróficos. Além disso, o risco foi maior em região sacral em comparação às regiões do cotovelo e calcânhar. Em relação à pressão de interface analisada sobre polímero viscoelástico, houve um aumento da pressão de interface à medida que se eleva o IMC, exceto para faixa etária de 35 anos, que apresentou pressão de interface maior em eutróficos, em relação ao sobrepeso. Ao se compararem as faixas etárias, para uma mesma classificação nutricional, observa-se um comportamento heterogêneo da pressão de interface, no qual os valores de pressão de interface podem ser divergentes para um mesmo IMC (MISHU; SCHROEDER, 2015).

Frente às divergências encontradas entre as pesquisas realizadas, considera-se importante levar em conta a característica multicausal da etiologia das lesões. Dentre essas características a tolerância do tecido à pressão e cisalhamento, que pode ser afetada pelo microclima (calor e umidade), aspectos relacionados à nutrição, perfusão, doenças associadas

e condições do tecido (NPUAP, 2016). Além disso, as características da composição corporal devem ser levadas em consideração, ao passo que diferentes tipos de tecido apresentam diferentes reações à pressão.

Limitações do estudo

Como limitações do estudo, considera-se a participação de voluntários saudáveis. Embora a coleta de dados tenha sido realizada em condições ambientais iguais às condições a que ficam expostos os pacientes cirúrgicos, alguns fatores relacionados ao procedimento devem ser levados em consideração. Como apresentado em revisão, a anestesia e a condição clínica do paciente interferem na hemodinâmica corpórea e são fatores de risco para LPP. Além disso, o procedimento cirúrgico envolve a adição de campos operatórios e a manipulação do cirurgião, o que poderia aumentar a pressão em determinadas áreas. Ressalta-se que, mesmo sem considerar essas questões, o propósito do estudo foi atingido.

8 CONCLUSÕES

Esta pesquisa permitiu evidenciar as seguintes conclusões:

As SSs avaliadas apresentaram diferentes características biomecânicas, das quais o polímero viscoelástico foi considerado mais denso e duro em relação a outras espumas.

A deformação permanente à compressão foi maior na espuma vinílica acetinada, o que desclassifica esse material no que condiz à recomendação para uso clínico. A espuma soft apresentou maiores deformações, quando comparada à espuma selada e ao polímero viscoelástico. O polímero viscoelástico apresentou deformação semelhante à espuma selada D45.

As espumas soft D18 e selada D28 apresentaram menor resistência à aplicação de força, no ensaio de força de indentação. O polímero viscoelástico e a espuma selada D45 apresentaram melhores resultados.

O fator conforto avaliado por meio da norma ASTM obteve como mais confortável o polímero viscoelástico, seguido das espumas soft. De acordo com a norma ISO 2439, o polímero viscoelástico foi considerado a SS menos confortável.

O polímero viscoelástico e a espuma selada D45 apresentaram menor perda de força de indentação na realização do ensaio de fadiga, o que indica que essas SSs são mais resistentes ao uso conforme as normas utilizadas.

As SSs que apresentaram maior durabilidade foram polímero viscoelástico e a espuma selada.

Em relação à pressão de interface, a MOP e o polímero viscoelástico apresentaram índices significativamente elevados, com valores maiores à pressão de enchimento capilar. O uso do polímero viscoelástico não significou redução da pressão de interface, quando comparado à MOP. As espumas apresentaram menores valores de pressão de interface. A região sacral apresentou maiores valores de pressão, seguida da região calcânea na MOP e no polímero viscoelástico. Em relação às espumas, a região calcânea apresentou maiores valores de pressão de interface. Não houve diferença estatisticamente significativa entre os grupos de voluntários, ao se considerar a classificação nutricional.

Sugere-se que novas pesquisas clínicas sejam realizadas, considerando, além do observado na presente pesquisa, o aspecto multicausal das LPPs. A influência do microclima na etiologia das LPPs e a relação da sensibilidade dos tecidos à mecânica das lesões (avaliação da composição corporal) devem ser levadas em consideração.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR 8797**: espuma flexível de poliuretano: determinação da deformação permanente à compressão. Rio de Janeiro, 2015. 6 p.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR 9176**: espuma flexível de poliuretano: determinação da força de indentação. Rio de Janeiro, 2003. 4 p.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR 9177**: espuma flexível de poliuretano: determinação da fadiga dinâmica. Rio de Janeiro, 2015. 7 p.

ACTION: Making a material difference. Hagerstown, MD: Action Products, 2013. Apresenta informações sobre o polímero viscoelástico. Disponível em: <<http://www.akton.com/akton.html>>. Acesso em: 12 fev. 2017.

AGENCY FOR HEALTH CARE RESEARCH AND QUALITY. Rockville, MD: U.S. Department of Health & Human Services, [2014]. Disponível em: <<https://www.ahrq.gov/>>. Acesso em: 14 fev. 2017.

ALLMAN, R. M. et al. Pressure sores among hospitalized patients. **Annals of Internal Medicine**, Philadelphia, v. 105, n. 3, p. 337-42, 1986. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3740674>>. Acesso em: 20 abr. 2015.

ALPIRE-CHÁVEZ, M. **Influência do carbonato de cálcio nas propriedades físicas de espumas de EVA**. 2007. 244 f. Dissertação (Mestrado em Ciência e Engenharia de Materiais) -- Universidade Federal de Campina Grande, Paraíba, 2007. Disponível em: <http://www.dominiopublico.gov.br/pesquisa/DetalheObraForm.do?select_action=&co_obra=93066>. Acesso em: 20 fev. 2017.

ASTM: ASTM International. West Conshohocken, 2017. Apresenta informações sobre a padronização de normas técnicas. Disponível em: <<https://www.astm.org/>>. Acesso em: 20 jan. 2017.

ASSOCIATION OF PERIOPERATIVE REGISTERED NURSES (AORN). Recommended practices for positioning the patient in the perioperative practice setting. In: Perioperative standards and recommended practices. Denver, CO, 2010. p. 327-350.

_____. Recommended practices for positioning the patient in the perioperative setting. In: Perioperative standards and recommended practices. Denver, CO, 2011. p. 337-360.

_____. Guideline for positioning the patient. In: Guideline for Perioperative Practice. Denver, CO, 2016, p. 649-668.

_____. Guideline for positioning the patient. In: Guidelines for Perioperative Practice. Denver, CO, 2017.

ARMSTRONG, D.; BORTZ, P. An integrative review of pressure relief in surgical patients. **AORN Journal**, Denver, v.73, n.3, p. 645-648, 650-653, 656-657 passim, 2001. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11253620>>. Acesso em: 10 jun. 2015.

ARONOVITCH, S. A. A comparative, randomized, controlled study to determine safety and efficacy of preventive pressure ulcer systems: preliminary analysis. **Advances in Wound Care**, New Rochelle, v. 11, p.15-16, 1998. (Suppl. 3). Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9729956>>. Acesso em: 25 mai. 2015.

ARONOVITCH S.A. Intraoperatively acquired pressure ulcers: are there common risk factors? **Journal of Wound Ostomy and Continence Nursing**, Philadelphia, v.53, n.2, p. 57-69, 2007. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17293630>>. Acesso em: 10 mai. 2015.

ARONOVITCH, S. A. Intraoperatively acquired pressure ulcer prevalence: a national study. **Journal of Wound Ostomy and Continence Nursing**, Philadelphia, v. 26, n. 3, p. 130-136, 1999. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10711122>>. Acesso em: 10 fev. 2015.

AZEVEDO, J. B. et al. Propriedades físicas e mecânicas de espumas de EVA/EPDM. **Revista Eletrônica de Materiais e Processos**, Campina Grande, v.4.1, p. 38-44, 2009. Disponível em: <<http://www2.ufcg.edu.br/revista-remap/index.php/REMAP/article/viewFile/93/112>>. Acesso em: 16 jul. 2016.

BAKER, E.A.; LEAPER, D.J. Pressure relieving properties of a intra operative warming device. **Journal of Wound Care**, Londres, v. 12, n. 4, p. 156-160, 2003. Disponível em:<<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12715489>>. Acesso em: 19 abr. 2015.

BA' PHAM et al. Support surfaces for intraoperative prevention of pressure ulcers in patients undergoing surgery: A cost-effectiveness analysis. **Surgery**, Boston, v. 150, n. 1, p. 122-132, 2011. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21683861>>. Acesso em: 20 jun. 2015.

BARATTO, A. C. et al. **Avaliação de dados de medição**: guia para a expressão de incerteza de medição. [S.l.]: JCGM, 2008. 126 p. Disponível em: <http://www.inmetro.gov.br/noticias/conteudo/iso_gum_versao_site.pdf>. Acesso em: 20 fev. 2016.

BARBOSA, M. H.; OLIVA, A. M. B.; SOUSA NETO, A. L. Ocorrência de lesões perioperatórias por posicionamento cirúrgico. **Revista Cubana de Enfermería**, La Habana, v. 27, n.1, p. 31-41, 2011. Disponível em: <<http://scielo.sld.cu/pdf/enf/v27n1/enf05111.pdf>>. Acesso em: 22 ago. 2015.

BAUMGARTEN, M. et al. Extrinsic risk factors for pressure ulcers early in the hospital stay: a nested case-control study. **The Journal of Gerontology: Biological Sciences and The Journal of Gerontology: Medical Sciences**, Oxford, v.63, n.4, p. 408-413, 2008. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18426965>>. Acesso em: 4 abr. 2015.

BECKETT, A. E. Are we doing enough to prevent patient injury caused by positioning for surgery? **Journal of Perioperative Practice**, North Yorkshire, v.20, n. 1, p. 26-29, 2010. Disponível em:<<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20225718>>. Acesso em: 23 set. 2015.

BECKRICH, K., ARONOVITCH, S. A. Hospital-acquired pressure ulcers: a comparison of costs in medical vs. surgical patients. **Nurse Economics**, v. 17, n. 5, p. 263-271, 1999. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10711175>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

BENTLIN, A. C. et al. Lesões de pele decorrentes do posicionamento cirúrgico no cliente idoso. **SOBECC**, São Paulo, v.17, n.2, p. 56-63, 2012. Disponível em: <http://www.sobecc.org.br/arquivos/artigos/2012/pdf/revista/abril_junho/lesoes.pdf>. Acesso em: 10 jan 2015.

BERGSTRAND, S. et al. Microcirculatory responses of sacral tissue in healthy individuals and inpatients on different pressure-redistribution mattresses. **Journal of Wound Care**, Londres, v. 24, n. 8, p. 346-358, 2015. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26562377>>. Acesso em: 10 fev 2016.

BERLOWITZ, D. R., WILKING, S. V. Risk factors for pressure sores. A comparison of cross-sectional and cohort-derived data. **Journal of the American Geriatrics Society**, Medford, v. 37, n.11, p.1043–1050, 1989. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2809051>>. Acesso em: 15 mai. 2015.

BLAYLOCK, B.; GARDNER, C. Measuring tissue interface pressures of two support surfaces used in the operating room. **Ostomy Wound Management**, v. 40, n. 2, p. 42-44, 46, 48, 1994. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8043178>>. Acesso em: 26 ago. 2015.

BOHOMOL, E.; TARTALI, J.A. Eventos adversos em pacientes cirúrgicos: conhecimento dos profissionais de enfermagem. **Acta Paulista de Enfermagem**, São Paulo, v.26, n.4, p. 376-381, 2013. Disponível em: <<http://www.scielo.br/pdf/ape/v26n4/v26n4a12.pdf>>. Acesso em: 4 nov. 2015.

BOLTON, T.; SPENCER, R. Positioning of the surgical patient. **Anaesthesia and Intensive Care Medicine**, North Sydney, v. 7, n. 10, p. 360-363, 2006. Disponível em: <[http://www.anaesthesiajournal.co.uk/article/S1472-0299\(06\)00057-9/abstract](http://www.anaesthesiajournal.co.uk/article/S1472-0299(06)00057-9/abstract)>. Acesso em: 24 fev. 2015.

BORGES, E. L.; FERNANDES, F. P. Úlcera por pressão. In: DOMANSKY, R. C.; BORGES, E. L. **Manual para prevenção de lesões de pele**. Rio de Janeiro: Rubio, 2012. p. 79-88.

BRANDEIS, G.H. et al. The epidemiology and natural history of pressure ulcers in elderly nursing home residents. **Journal of the American Medical Association**, v. 264, n. 22, p. 2905–2909, 1990. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2232085>>. Acesso em: 10 mai. 2015.

BRASIL. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. Gerência de Vigilância e Monitoramento em Serviços de Saúde. Gerência Geral de Tecnologia em Serviços de Saúde. **Assistência Segura: uma reflexão teórica aplicada à prática**. Brasília, DF, 2013. 168 p. Disponível em: <http://www20.anvisa.gov.br/segurancadopaciente/images/documentos/livros/Livro1-Assistencia_Segura.pdf>. Acesso em: 10 abr. 2015.

- BRIENZA, D. M.; GEYER, M. J. Understanding support surface technologies. **Advances in Skin and Wound Care**, Ambler, v. 13, n. 5, p. 237-244, 2000. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11075023>>. Acesso em: 19 out. 2016.
- BROWN, J. et al. Some practical issues in the design, monitoring and analysis of a sequential randomized trial in pressure sore prevention. **Statistics in Medicine**, v. 19, p. 3389-3400, 2000. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11122503>>. Acesso em: 7 mai. 2015.
- BULFONE, G. et al. A longitudinal study of the incidence of pressure sores and the associated risks and strategies adopted in Italian operating theatres. **Journal of Perioperative Practice**, North Yorkshire, v. 22, n. 2, p. 50-56, 2012. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22724304>>. Acesso em: 12 jan. 2015.
- BURMAN, P. M. Using pressure measurements to evaluate different technologies. **Decubitus**, Chicago, v.6, n.3, p. 38-42, 1993. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8347282>>. Acesso em: 07 jan. 2015.
- CAPELA, C. F.; GUIMARÃES, S. M. Posicionamento cirúrgico e as complicações transoperatórias: recomendações de cuidados intraoperatórios. **SOBBEC**, São Paulo, v. 14, n. 1, p. 51-61, 2009.
- CARNEIRO, G. A.; LEITE, R. C. B. O. Lesões de pele no intra-operatório de cirurgia cardíaca: incidência e caracterização. **Revista da Escola de Enfermagem da USP**, São Paulo, v. 45, n. 3, p. 611-616; 2011. Disponível em: <<http://www.scielo.br/pdf/reeusp/v45n3/v45n3a09.pdf>>. Acesso em: 29 mai. 2015.
- CARVALHO, G.; FROLLINI, E. Lignina em Espumas Fenólicas. **Polímeros: Ciência e Tecnologia**, São Carlos, v. 99, p. 66-75. Disponível em: <http://https://www.researchgate.net/profile/Elisabete_Frollini/publication/262539997_Lignin_in_phenolic_foams_66/links/0deec53a8c91464c9b000000.pdf>. Acesso em: 19 fev. 2017.
- CHEN, H. L.; CHEN, X. Y.; WU, J. The incidence of pressure ulcers in surgical patients of the last 5 years: a systematic review. **Wounds**, King of Prussia, v. 24, n. 9, p. 234-241, 2012. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25874704>>. Acesso em: 19 abr. 2016.
- CHERRY, C.; MOSS, J. Best practices for preventing hospital-acquired pressure ulcer injuries in surgical patients. **Canadian Operating Room Nursing Journal**, Bethesda, v. 29, n. 1, p.6-26, 2011. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21434513>>. Acesso em: 10 mai 2015.
- CLARK, M.; BLACK, J. Skin IQTM microclimate made easy. **Wounds International**, v. 2, n. 2, p. 1-6, 2011. Disponível em: <<http://www.woundsinternational.com>>. Acesso em: 05 jan. 2017.
- CLAYTON, J. L. Special needs of older adults undergoing surgery. **AORN Journal**, Denver, v.87, n. 3, p. 557-570, 2008. Disponível em: <[http://www.aornjournal.org/article/S0001-2092\(08\)00113-0/pdf](http://www.aornjournal.org/article/S0001-2092(08)00113-0/pdf)>. Acesso em: 27 jan. 2015.

CROTEAU, R. J. **Wrong-site surgery in surgical patient safety: essential information for surgeons in today's environment**. Chicago: American College of Surgeons, 2004.

DEFLOOR, T.; SCHUIJMER, J. D. S. Preventing pressure ulcers: an evaluation of four operating table mattresses. **Applied Nursing Research**, Philadelphia, v. 13, n. 3, p. 134-141, 2000. Disponível em:

<<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0897189700351072?via%3Dihub>>. Acesso em: 10 mai. 2015.

DEFLOOR, T. The effect of position and mattress on interface pressure. **Applied Nursing Research**, Philadelphia, v. 13, p. 2-11, 2000. Disponível em:

<<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10701278>>. Acesso em: 10 mai. 2015.

DEFLOOR, T., GRYPDONCK, M. Do pressure relief cushions really relieve pressure? **Western Journal of Nursing Research**, Beverly Hills, v. 22, n. 3, p. 335-350, 2000.

Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10804896>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

DUCIC I. et al. Abdominoplasty-related nerve injuries: systematic review and treatment options. **Aesthetic Surgery Journal**, Pittsburgh, v. 34, n. 2, p. 284-297, 2014. Disponível em:

<<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmedhealth/PMH0062762/>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

DYBEC, R. B. Intraoperative positioning and care of the obese patient. **Plastic Surgical Nursing**, Philadelphia, v. 24, n. 3, p. 118-122, 2004. Disponível em:

<<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15550814>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

EDSBERG, L. E. et al. Revised national pressure ulcer advisory panel pressure injury staging system. **Journal of Wound, Ostomy & Continence Nursing**, Philadelphia, v. 43, n. 6, p. 585-597, 2016. Disponível em:

<<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5098472/>>. Acesso em: 10 jan. 2017.

EL-HADDAWI, F; ABU-ZIDAN, F. M.; JONES, W. Factors affecting surgical outcome in the elderly at Auckland Hospital. **ANZ Journal of Surgery**, Victoria, v. 72, n. 8, p. 537-541, 2002. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12190721>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

ENGELS, D. et al. Pressure ulcers: factors contributing to their development in the OR. **AORN Journal**, Denver, v. 103, n. 3, p. 271-281, 2016. Disponível em:

<<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26924365>>. Acesso em: 20 jan. 2017.

FEUCHTINGER, J. et al. A 4-cm thermoactive viscoelastic foam pad on the operating room table to prevent pressure ulcer during cardiac surgery. **Journal of Clinical Nursing**, Medford, MA, v.15, p. 162-167, 2006. Disponível em:

<<http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/j.1365-2702.2006.01293.x/epdf>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

FRED, C. et al. Intraoperatively acquired pressure ulcers and perioperative normothermia: a look at relationships. **AORN Journal**, Denver, v. 96, n. 3, p.251-260, 2012. Disponível em:

<<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22935254>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

GALDEANO, L. E. et al. Diagnósticos de Enfermagem de pacientes no período transoperatório de cirurgia cardíaca. **Revista Latino Americana de Enfermagem**, Ribeirão Preto, v. 11, n. 2, p. 199-206, 2003. Disponível em: <<http://www.scielo.br/pdf/rlae/v11n2/v11n2a09.pdf>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

GALVÃO, C. M. Estratégias para a segurança do paciente cirúrgico. **Acta Paulista de Enfermagem**, São Paulo, v. 22, p. 882-883, 2009. N. Especial - 70 Anos. Disponível em: <<http://www.scielo.br/pdf/ape/v22nspe/08.pdf>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

GALVÃO, C. M.; SAWADA, N. O.; ROSSI, L. A. A prática baseada em evidências: considerações teóricas para sua implementação em enfermagem perioperatória. **Revista Latino Americana de Enfermagem**, Ribeirão Preto, v. 10, n. 5, p. 690-695, 2002. Disponível em: <<http://www.scielo.br/pdf/rlae/v10n5/v10n5a10.pdf>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

GOOD, K. K. et al. Postoperative hypothermia the chilling consequences. **AORN Journal**, Denver, v. 83, n. 5, p. 1054-1068, 2006. Disponível em: <[http://www.aornjournal.org/article/S0001-2092\(06\)60116-6/pdf](http://www.aornjournal.org/article/S0001-2092(06)60116-6/pdf)>. Acesso em: 10 jan. 2015.

GRITTEM, L. et al. Sistematization of perioperative care - a qualitative research. **Online Brazilian Journal of Nursing**, Rio de Janeiro, v. 8, n. 3, 2009. Disponível em: <<http://www.objnursing.uff.br/index.php/nursing/article/view/2588>>. Acesso em: 13 ago. 2014.

GROUS, C. A. et al. Skin integrity in patients undergoing prolonged operations. **Journal of Wound Ostomy and Continence Nursing**, Philadelphia, v. 24, n. 2, p. 86-91, 1997. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9204857>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

GUIDO, L. A. et al. Posicionamento do paciente para procedimento anestésico cirúrgico. In: CARVALHO, R.; BIANCHI, E. R. F. **Enfermagem em centro cirúrgico e recuperação**. São Paulo: Manole, 2007. p.190-217.

GURALNIK, J. M. et al. Occurrence and predictors of pressure ulcers in the National Health and Nutrition Examination Survey follow-up. **Journal of the American Geriatrics Society**, Medford, v. 36, n. 9, p. 807-812, 1988. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/3411064>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

GUYATT, G. H. et al. GRADE guidelines: a new series of articles in the Journal of Clinical Epidemiology. **Journal of Clinical Epidemiology**, The Netherlands, v. 64, n. 4, p. 380-382, 2011. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21185693>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

HEIZENROTH, P. A. Posicionamento do paciente para cirurgia. In: ROTHROCK, J. C. **Alexander: cuidados de enfermagem ao paciente cirúrgico**. 13. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2007. p.130-57.

HEIZENROTH, P. A. Positioning the patient for surgery. In: ROTHROCK J. C. **Alexander's care of the patient in surgery**. 12. ed. Philadelphia: Mosby, 2003. p. 159-86.

HEIZENROTH, P. A. Surgery: it's got some nerve! **Nursing**, Springhouse, v. 31, n. 10, p. 32hn1-32hn4, 2001.

HOSHOWSKY, V. M. Surgical positioning. **Orthopaedic Nursing Journal**, Chicago, v. 17, n. 5, p. 55-65, 1998. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9832887>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

HOSHOWSKY, V. M.; SCHRAMM, C. A. Intraoperative pressure sore prevention: an analysis of bedding materials. **Research in Nursing & Health**, Medford, v. 17, n. 5, p. 333-339, 1994. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8090944>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

HOSPITAL-ACQUIRED CONDITIONS. The Centers for Medicare & Medicaid Services. **Pressure ulcers at ascension health**. 2012. Disponível em: <<https://www.cms.gov/Medicare/Quality-Initiatives-Patient-Assessment-Instruments/Post-Acute-Care-Quality-Initiatives/Downloads/Pressure-Ulcers-at-Ascension-Health.pdf>>. Acesso em: 10 jan. 2017.

HUANG, H. Y.; CHEN, H. L.; XU, X. J. Pressure-redistribution surfaces for prevention of surgery-related pressure ulcers: a meta-analysis. **Ostomy Wound Management**, King of Prussia, v. 59, n. 4, p.36-38, 42, 44, 46, 48, 2013. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23562873>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

HUBER, D. E.; HUBER, J. P. Popliteal vein compression under general anaesthesia. **European Journal of Surgery**, Malden, v. 37, n.4, p. 464-469, 2009. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19111484>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION. **ISO 7176-26**. Wheelchairs - Part 26: Vocabulary. [S.l.], 2007. Disponível em: <<https://www.iso.org/obp/ui/fr/#iso:std:iso:7176:-26:ed-1:v1:en>>. Acesso em: 3 set. 2014.

IGLESIAS, C. et al. Alternating pressure mattresses were more cost effective than alternating pressure overlays for preventing pressure ulcers. **Economics**, v. 332, n. 7555, p. 1416-1418, 2006. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1479612/>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

JADAD, A. R. et al. Assessing the quality of reports of randomized clinical trials: is blinding necessary? **Controlled Clinical Trials**, New York, v. 17, n. 1, p. 1-12, 1996. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8721797>>. Acesso em: 12 nov. 2016.

KARADAG, M.; GÜMÜSKAYA, N. The incidence of pressure ulcers in surgical patients: a sample hospital in Turkey. **Journal of Clinical Nursing**, Medford, MA, v. 15, n. 4, p. 413-421, 2006. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16553754>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

KELLER, C. The obese patient as a surgical risk. **Seminars in Perioperative Nursing**, Philadelphia, v. 8, n. 3, p. 109-117, 1999. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10524161>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

KELLER, B. P.; VAN OVERBEEKE, J.; VAN DER WERKEN, C. Interface pressure measurement during surgery: a comparison of four operating table surfaces. **Journal of Wound Care**, Londres, v.15, n. 1, p. 5-9, 2006. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16669297>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

KEMP, M. G. et al. Factors that contribute to pressure sores in surgical patients. **Research in Nursing & Health**, Medford, v. 13, n. 5, p. 293-301, 1990. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2236652>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

KING, C. A.; BRIDGES, E. Comparison of pressure relief properties of operating room surfaces. **Perioperative Nursing Clinics**, Amsterdam, v.1, p. 261-265, 2006. Disponível em: <[http://www.periopnursing.theclinics.com/article/S1556-7931\(06\)00050-7/pdf](http://www.periopnursing.theclinics.com/article/S1556-7931(06)00050-7/pdf)>. Acesso em: 10 jan. 2015.

KIRKLAND-WALSH, H. et al. Pressure mapping comparison of four OR surfaces. **AORN Journal**, Denver, v. 102, n. 1, n. 61.e1-61.e9, 2015. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4968569/>>. Acesso em: 10 abr. 2017.

KNIGHT, D. J. W.; MAHAJAN, R. P. Patient positioning in anesthesia. **Continuing Education in Anaesthesia, Critical Care & Pain**, Oxford, v. 4, n. 5, p. 160-163, 2004. Disponível em: <http://e-safe-anaesthesia.org/e_library/05/Patient_positioning_in_anaesthesia_CEACCP_2004.pdf>. Acesso em: 10 jan. 2015.

KOSIAK, M. Etiology and pathology of ischemic ulcers. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Reston, VA, v. 40, p. 62, 1959. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/13618101>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

KOSIAK, M. Etiology of decubitus ulcer. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Reston, v. 42, p. 19-29, 1961. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/13753341>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

KROUSKOP, T.A. et al. Pressure management and the recumbent person. In: BADER, D. L. **Pressure Sores: clinical practice and scientific approach**. London: MacMillan, 1990. p. 235-248.

KUWABARA, C. C. T. et al. Gerenciamento de risco em tecnovigilância: construção e validação de instrumento de avaliação de produto médico-hospitalar. **Revista Latino Americana de Enfermagem**, Ribeirão Preto, v. 18, n. 5, 9 telas, 2010. Disponível em: <http://www.scielo.br/pdf/rlae/v18n5/pt_15.pdf>. Acesso em: 10 jan. 2015.

LANDI, A. et al. Prevention of complications related to patient prone positioning during spinal neurosurgical care: a nursing point of view. **Journal of Spine & Neurosurg**, Virginia, v. 2, n. 2, p. 1-4, 2013.

LEE, B. Y.; OSTRANDER, L. E. Noninvasive evaluation of the cutaneous circulation. In: LEE, B. Y. **The wound management manual**. New York: McGraw-Hill, 2005. p. 131-140.

LEWICKI, L.J. et al. Patient risk factors for pressure ulcers during cardiac surgery. **AORN Journal**, Denver, v. 65, n. 5, p. 933-942, 1997. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9145169>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

LIBERATI, A.; ALTMAN, D. G.; TETZLAFF, J. The PRISMA statement for reporting systematic reviews and meta-analyses of studies that evaluate health care interventions: explanation and elaboration. **PloS Medicine**, São Francisco, CA, v. 6, n. 7, e1000100, 2009. Disponível em: <<http://journals.plos.org/plosmedicine/article?id=10.1371/journal.pmed.1000100>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

LINDAN, O. Etiology of decubitus ulcers: an experimental study. **Archives of Physical Medicine and Rehabilitation**, Reston, VA, v. 42, p. 774-783, 1961. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14465389>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

LINDGREN, M. et al. Pressure ulcer risk factors in patients undergoing surgery. **Journal of Advanced Nursing**, Medford, MA, v. 50, n. 6, p. 605-612, 2005. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15926965>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

LOPES, C. M. M. **Posicionamento cirúrgico: evidências para o cuidado de enfermagem**. 2009. 156 f. Dissertação (Mestrado em Enfermagem) -- Escola de Enfermagem de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2009.

LOPES, C.M.M. **Escala de avaliação de risco para o desenvolvimento de lesões decorrentes do posicionamento cirúrgico: construção e validação**. 2013. 128 p. Tese (Doutorado em Enfermagem) -- Escola de Enfermagem de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2013.

LOPES, C. M. M. et al. Assessment scale of risk for surgical positioning injuries. **Revista Latino-Americana de Enfermagem**, Ribeirão Preto, v. 24, e2704, 2016. Disponível em: <http://www.scielo.br/pdf/rlae/v24/pt_0104-1169-rlae-24-02704.pdf>. Acesso em: 20 nov. 2016.

LOPES, C. M. M.; GALVÃO, C. M. Posicionamento cirúrgico: evidências para o cuidado de enfermagem. **Revista Latino Americana de Enfermagem**, Ribeirão Preto, v.18, n.2, p.287-294, 2010. Disponível em: <http://www.scielo.br/pdf/rlae/v18n2/pt_21.pdf>. Acesso em: 10 jan. 2015.

LYDER, C. et al. **Medicare quality indicator system: pressure ulcer prediction and prevention module: final report**. Bethesda, MD: Qualidigm, 1998.

LYDER C, AYELLO E. Pressure ulcers: a patient safety issue. In: HUGHES, R. G. **Patient safety and quality: an evidence-based handbook for nurses**. Rockville: Agency for Healthcare Research and Quality, 2008. p. 267-299. Disponível em: <<http://www.ahrq.gov/qual/nursesfdbk/nursesfdbk.pdf>>. Acesso em: 4 set. 2016.

MARTINS, A. X. B. et al **Estudo numérico de ensaio de dureza com indentador Knoop**. 2012. 75 p. Dissertação (Mestrado em Engenharia Mecânica) -- Programa de Pós Graduação em Engenharia Mecânica na Especialidade de Projetos Mecânicos, Coimbra, 2012.

MATOS, F. G. O. A.; PICCOLI, M. Diagnóstico de enfermagem risco para lesão perioperatória por posicionamento identificado no período transoperatório. **Ciência Cuidado e Saúde**, Maringá, v. 59, n. 5, p. 421–428, 2004. Disponível em: <<http://eduem.uem.br/ojs/index.php/CiencCuidSaude/article/viewFile/5426/3478>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

MATTIA, A. L. et al. Hipotermia em pacientes no período perioperatório. **Revista da Escola de Enfermagem da USP**, São Paulo, v. 46, n. 1, p. 60-66, 2012. Disponível em: <<http://www.scielo.br/pdf/reeusp/v46n1/v46n1a08.pdf>>. Acesso em: 19 jan. 2017.

MCEWEN, D. R. Intraoperative positioning of surgical patients. **AORN Journal**, Denver, v. 63, n. 6, p. 1059-1079, 1996. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/8771317>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

MCINNES, E. et al. Support surfaces for pressure ulcer prevention (review). **Cochrane Database of Systematic Reviews**, Issue 4, p.1-125, 2011. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21491384>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

MCINNES, E. et al. Preventing pressure ulcers - are pressure redistributing support surfaces effective? A Cochrane systematic review and meta analysis. **International Journal of Nursing Studies**, Oxford, v. 49, p. 345-359, 2012. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22104042>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

MCINNES, E. et al. Support surfaces for pressure ulcer prevention. **Cochrane Database of Systematic Reviews**, v. 3, n. 9, p. CD001735, 2015. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26333288>>. Acesso em: 10 mai. 2016.

MCNICHOL, L. et al. Identifying the right surface for the right patient at the right time: generation and content validation of an algorithm for support surface selection. **Journal of Wound Ostomy & Continence Nursing**, St. Louis, v. 42, n. 1, p. 19-37, 2015. Disponível em: <<https://pdfs.semanticscholar.org/637f/a28f5200dc3737d98504c3bbbd4f7561794d.pdf>>. Acesso em: 10 fev. 2016.

MEDEIROS, A. B. F. et al. Analysis of prevention and treatment of the pressure ulcers proposed by nurses. **Revista da Escola de Enfermagem da USP**, Ribeirão Preto, v. 43, n. 1, p. 223-228, 2009. Disponível em: <http://www.scielo.br/pdf/reeusp/v43n1/en_29.pdf>. Acesso em: 25 jun. 2014.

MELNYK, B. M., FINEOUT-OVERHOLT, E. Making the case for evidence-based practice. In: MELNYK, B. M., FINEOUT-OVERHOLT, E. **Evidence-based practice in nursing and healthcare: a guide to best practice**. Philadelphia: Lippincott Williams and Wilkins, 2005. p. 3-24.

MENDES, W. et al. Características de eventos adversos evitáveis em hospitais do Rio de Janeiro. **Revista da Associação Médica Brasileira**, São Paulo, v. 59, n. 5, p. 421-428, 2013. Disponível em: <<http://www.arca.fiocruz.br/handle/icict/9638>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

MILLER, S. et al. A prospective, in vivo evaluation of two pressure redistribution surfaces in healthy volunteers using pressure mapping as a quality control instrument. **Ostomy Wound Management**, King of Prussia, PA, v. 59; n. 2; p. 44-48; 2013.

MILLSAPS, C. C. Pay attention to patient positioning! **RN**, Montvale, N.J., v. 69, n. 1, p. 59-63, 2006. Disponível em: <<http://www.modernmedicine.com/modern-medicine/content/pay-attention-patient-positioning>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

MISHU, M. C.; SCHROEDER, J. W. Modelling of pressure ulcer (PU) risk prediction system. In: SCIENCE AND INFORMATION CONFERENCE, 2015, London. **IEEE Xplore Digital Library**. 2015. p.650-656.

MOHER, D. et al. Preferred reporting itens for systematic reviews and meta-analyses: the PRISMA statement. **Annals of Internal Medicine**, Philadelphia, v. 151, n. 4, p. 264-269, 2009. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19621072>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

MORAES, M. A. F. **Desenvolvimento de planilhas eletrônicas para calcular incerteza de medição**. 2011. 101 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia) -- Universidade Federal de Uberlândia, Uberlândia, 2011.

MORAES, J. T. et al. Conceito e classificação de lesão por pressão: atualização do National Pressure Ulcer Advisory Panel. **Revista de Enfermagem do Centro Oeste Mineiro**, Divinópolis, v. 6, n. 2, p. 2292-2306, 2016. Disponível em: <<http://www.seer.ufsj.edu.br/index.php/recom/article/view/1423>>. Acesso em: 10 abr. 2017.

MUBARAK, S. J., HARGENS, A. R. Acute compartment syndromes. **Surgical Clinics of North America**, Maryland Heights, v. 63, n. 3, p. 539-565, 1983. Disponível em: <<http://emedicine.medscape.com/article/307668-overview>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

NANDA INTERNACIONAL. **Diagnósticos de Enfermagem da NANDA: definições e classificação 2015-2017**. Porto Alegre: Artmed, 2015: 468p.

NASCIMENTO, A. Sécurité des patient set culture de sécurité: une revue de lalittérature. **Ciência e saúde coletiva**, Rio de Janeiro, v.16, n.8, p.3591-3602, 2011. Disponível em: <<http://www.scielo.br/pdf/csc/v16n8/a27v16n8.pdf>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

NASCIMENTO, N.; TRAVASSOS, C. O erro médico e a violação às normas e prescrições em saúde: uma discussão teórica na área de segurança do paciente. **Physis**, Rio de Janeiro, v. 20, p. 625-651, 2010. Disponível em: <<http://www.scielo.br/pdf/physis/v20n2/a16v20n2.pdf>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

NATIONAL PRESSURE ULCER ADVISORY PANEL. Conceito e classificação de úlcera por pressão: atualização do NPUAP. **Revista Estima**, v. 5, n. 3, p. 43-44, 2007.

_____. Pressure ulcer stages revised. Washington, 2016. Disponível em: <<http://www.npuap.org>>. Acesso em: 04 mar. 2017.

NILSSON, L. et al. Implementing a pre-operative checklist to increase patient safety: a 1-year follow-up of personnel attitudes. **Acta Anaesthesiologica Scandinavica**, Medford, MA, v. 54, p. 176-182, 2010. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19719811>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

NIX, D. P.; MACKEY, D. M. Support surfaces . In: BRYANT, R. A.; NIX, D. P. **Acute & Chronic Wounds: current management concepts**. 4th ed. St. Louis, MO: Elsevier Mosby, 2012. p. 154-167.

NIXON, J. et al. A sequential randomised controlled trial comparing a dry viscoelastic polymer pad and standard operating table mattress in the prevention of postoperative pressure sores. **International Journal of Nursing Studies**, Philadelphia, v. 35, p. 193-203, 1998. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/9801935>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

NIXON, J. et al. Randomised controlled trial of alternating pressure mattresses compared with alternating pressure overlays for the prevention of pressure ulcers: PRESSURE (pressure relieving support surfaces) trial. **British Medical Journal**, London, v. 332, n. 7555, p. 1-5, 2006. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16740530>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

O'CONNELL, M. P. Position impact on the surgical patient. **Nursing Clinics of North America**, Philadelphia, v. 41, n. 2, p. 173-192, 2006. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16698337>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

OLIVEIRA, A. C. **Infecção do sítio cirúrgico em pacientes submetidos a cirurgia do aparelho digestivo: uma proposta de predição de risco**. 2003, 156 p., Tese (Doutorado em Ciências da Saúde). São Paulo: Escola de Enfermagem da USP; 2003.

OOMENS, C. W. et al. Can loaded interface characteristics influence strain distributions in muscle adjacent to bony prominences? **Computer Methods Biomechanics and Biomedical Engineering**, v.6, n. 3, p. 171 -180, 2003. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12888429>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

ORGANIZAÇÃO MUNDIAL DA SAÚDE (OMS). **Obesity: preventing and managing the global epidemic – Report of a WHO consultation on obesity**. Geneva: WHO, 2000. Disponível em: <http://file:///C:/Users/Karoline/Downloads/WHO_TRS_894.pdf>. Acesso em: 10 jan. 2015.

_____. The conceptual framework for the international classification for patient safety. Final Technical Report and Technical Annexes, 2009. Disponível em: <<http://www.who.int/patientsafety/taxonomy/en/>>. Acesso em: 10 out. 2013.

PALAZZO, S. **Análise dos procedimentos e recursos de proteção utilizados nas posições cirúrgicas**. 2000, 104 p. Dissertação (Mestrado em Enfermagem). São Paulo, Universidade de São Paulo, 2000.

PAPANTONIO, C. T.; WALLOP, J. M.; KOLODNER, K. B. Sacral ulcers following cardiac surgery: incidence and risks. **Advances in Wound Care**, New Rochelle, v. 7, n. 2, p. 24-36, 1994. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/7812581>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

PARANAGUÁ, T. T. B. et al. Prevalência de incidentes sem dano e eventos adversos em uma clínica cirúrgica. **Acta Paulista de Enfermagem**, São Paulo, v. 26; n. 3; p. 256-262; 2013. Disponível em: <<http://www.scielo.br/pdf/ape/v26n3/09.pdf>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

PASCHAL, C. R. JR; STRZELECKI, L. R. Lithotomy positioning devices. Factors that contribute to patient injury. **AORN Journal**, Denver, v. 55, n. 4, p. 1011-1022, 1992. Disponível em: <[http://www.aornjournal.org/article/S0001-2092\(07\)70347-2/pdf](http://www.aornjournal.org/article/S0001-2092(07)70347-2/pdf)>. Acesso em: 10 jan. 2015.

PHILLIPS, N. F. Positioning, prepping, and draping the patient. In: PHILLIPS, N. F. **Berry and Kohn's Operating Room Technique**. St Louis, MO: Mosby; 2004, p. 470-511.

PICCOLI, M. **Enfermagem Perioperatória: identificação dos diagnósticos na visita pré-operatória fundamentada no modelo conceitual de Levine**. 2000. 178 p. Dissertação (Mestrado em Enfermagem Fundamental). Escola de Enfermagem de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2000.

PIEPER, B. Mechanical forces: pressure, shear, and friction. In: Bryant R, Nix D, eds. **Acute & Chronic Wounds: Current Management Concepts**. 3rd ed. St Louis, MO: Mosby; 2007, p. 205-234.

POLIT, D. F.; BECK, C. T. Delineamento de Pesquisa em Enfermagem: delineamento de pesquisas quantitativas. In: POLIT, D. F.; BECK, C. T. **Fundamentos de Pesquisa em Enfermagem: avaliação de evidências para a prática da enfermagem**. 7 ed. Porto Alegre: Artmed, 2011. p.246-287.

POSTHAUER, M. Introduction to wound diagnosis. In: SUSSMAN, C.; BATES-JENSEN, B. M. **Wound Care: A Collaborative Practice Manual for Health Professionals**. 3rd ed. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins; 2007, p. 52-71.

POVEDA, V. B.; GALVÃO, C. M.; SANTOS, C. B. Factors associated to the development of hypothermia in the intraoperative period. **Revista Latino Americana de Enfermagem**, Ribeirão Preto, v. 17, n. 2, p. 228-233, 2009. Disponível em: <http://www.scielo.br/pdf/rlae/v17n2/pt_14.pdf>. Acesso em: 10 jan. 2015.

PRICE, M. C. et al. Development of a risk assessment tool for intraoperative pressure ulcers. **Journal Wound Ostomy & Continence Nursing**, Philadelphia, v. 32, n. 1, p. 19-30, 2005. Disponível em: <<http://insights.ovid.com/pubmed?pmid=15718953>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

PRIMANO, M. et al. Pressure ulcer prevalence and risk factors during prolonged surgical procedures. **AORN Journal**, Denver, v.94, n.6, p. 555-566, 2011. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4467017/>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

PULIDO, K. C. S. P.; SANTOS, V. L. C. S. Superfícies de suporte: parte I e II. **Revista Estima**, v. 8, n. 1, p. 40-42, 2010.

PUTNAM, K. An evolving understanding of perioperative pressure injuries. Perioperative nursing. **AORN Journal**, Denver, v. 105, n. 4, 30232-30236, 2017. Disponível em: [http://dx.doi.org/10.1016/S0001-2092\(17\)30232-6](http://dx.doi.org/10.1016/S0001-2092(17)30232-6) P4. Acesso em: 17 abr. 2017.

RABELLO, M.S. **Aditivação de Polímeros**, Artliber, São Paulo, 2000.

REASON, J. Human error: models and management. **Western Journal of Medicine**, London, n. 320, p. 768-770, 2000. Disponível em: <<http://www.bmj.com/content/320/7237/768>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

REASON, J. **Human error**. New York: Cambridge University Press, 1990.

RICKER, L. E. Posicionamento do paciente para cirurgia. In: MEEKER, M. H.; ROTHROCK, J. C. **Alexander cuidados de Enfermagem ao paciente cirúrgico**. 10. ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 1997. cap. 4, p. 90-105.

ROEDER, R. A. et al. Heel and calf capillary-suffort pressure in lithotomy positions. **AORN Journal**, Denver, v. 81, n. 4, p. 821-830, 2005. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15875960>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

SANTOS, S. P. **Painel de espumas flexíveis**. Espuma viscoelástica moldada. Worldwide Partner. 2011. Disponível em: <http://www.tecnologiademateriais.com.br/mt/2011/cobertura_paineis/espumas/apresentacoes/dow.pdf>. Acesso em: 20 fev. 2017.

SCARLATTI, K. C. et al. Úlcera por pressão em pacientes submetidos à cirurgia: incidência e fatores associados. **Revista da Escola de Enfermagem da USP**, São Paulo, v. 45, n. 6, p. 1372-1379, 2011. Disponível em: <<http://www.scielo.br/pdf/reeusp/v45n6/v45n6a14.pdf>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

SCHOONHOVEN, L.; DEFLOOR, T.; GRYPDONCK, M. H. Incidence of pressure ulcers due to surgery. **Journal of Clinical Nursing**, Medford, MA, v. 11, n. 4, p. 479-487, 2002. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12100644>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

SCHOONHOVEN, L. et al. Risk indicators for pressure ulcers during surgery. **Applied Nursing Research**, Philadelphia, v. 15, n. 3, p. 163-173, 2002. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12173167>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

SCHOUCHOFF, B. Pressure ulcer development in the operating room. **Critical Care Nursing Quarterly**, v. 25, n. 1, p. 76-82, 2002. Disponível em: <http://journals.lww.com/ccnq/Abstract/2002/05000/Pressure_Ulcer_Development_in_the_Operating_Room.9.aspx>. Acesso em: 10 jan. 2015.

SCHULTZ, A. Predicting and preventing pressure ulcers in surgical patients. **AORN Journal**, Denver, v. 81, n. 5, p. 986-1006, 2005. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15974382>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

SERGIO, F. R. et al. Síndrome compartimental relacionada ao posicionamento cirúrgico: um inimigo silencioso. **Revista da SOBECC**, São Paulo, v. 17, n. 3, p. 71-80, 2012. Disponível em: <<http://www.sobecc.org.br/arquivos/artigos/2012/Arquivos/artigos/5.pdf>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

SEWCHUK, D. et al. Prevention and early detection of pressure ulcers in patients undergoing cardiac surgery. **AORN Journal**, Denver, v. 84, n. 1, p. 75-96, 2006. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16881492>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

SHELTON, F.; LOTT, J. W. Conducting and interpreting interface pressure evaluations of clinical support surfaces. **Geriatric Nursing**, Oxford, v. 24, n. 4, p. 222-227, 2003. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14560293>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

SHOEMAKER, S.; STOESSEL, K. Pressure ulcers in the surgical patient. Halyard Knowledge Network. Health Care Education. **The Clinical Issue**, n. 1, p. 1-12, 2007. Disponível em: <<http://www.halyardhealth.com/media/1513/c14222-clinical-issue-one-pressure-ulcers.pdf>>. Acesso em: 30 nov. 2015>.

SILVA, D. P. et al. Úlcera por pressão: avaliação de fatores de risco em pacientes internados em um hospital universitário. **Revista Eletrônica de Enfermagem**, Goiânia, v. 13; n. 1; p. 118-123, 2011. Disponível em: <https://www.fen.ufg.br/fen_revista/v13/n1/pdf/v13n1a13.pdf>. Acesso em: 10 jan. 2015.

SILVEIRA, C. T. **A assistência da equipe de enfermagem no posicionamento cirúrgico do paciente durante o período intra-operatório**. 2008. 117 f. Dissertação (Mestrado em Enfermagem) -- Escola de Enfermagem, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2008.

SIMMS, M. S.; TERRY, T. R. Well leg compartment syndrome after pelvic and perineal surgery in the lithotomy position. **Postgraduate Medical Journal**, London, v. 81, n. 958, p. 534-536, 2005. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1743337/pdf/v081p00534.pdf>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

SOSNOSKI, L. **Incerteza de medição aplicada a ensaios de endentação pós fadiga em colchões e colchonetes de espuma flexível de poliuretano**. 2012, 63 p. Dissertação (Mestrado em Engenharia) Programa de Pós Graduação em Engenharia de Minas, Metalúrgica e Materiais. Porto Alegre, 2012.

SPRUCE, L. Back to basics: preventing perioperative pressure injuries. **AORN Journal**, Denver, v. 105, n. 1, p.92-99, 2017. Disponível em: <https://www.aorn.org/websitedata/cearticle/pdf_file/CEA17502-0001.pdf>. Acesso em: 10 abr. 2017.

ST-ARNAUD, D.; PAQUIN, M. Safe positioning for neurosurgical patients. **AORN Journal**, Denver, v. 87, n. 6, p. 1156-1172, 2008. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18567169>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

TAYLOR, M.; CAMPBELL, C. Patient care in the operating department (1). **The British Journal of Theatre Nursing**, v. 9, n. 6, p. 272-275, 1999. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10661088>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

THE JOINT COMMISSION . Busting the myths about engaging patients and families in patient safety. Oakbrook Terrace, IL: The Joint Commission; 2016. Disponível em: <https://www.jointcommission.org/assets/1/18/PFAC_patient_family_and_safety_white_paper.pdf>. Acesso em: 20 jan 2017.

TROIA, C. Promoting positive outcomes in obese patients. **Plastic Surgical Nursing**, Beverly, MA, v. 22, n. 1, p.10-17, 2002. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/12035338>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

TSCHANNEN, D. et al. Patient-specific and surgical characteristics in the development of pressure ulcers. **American Journal of Critical Care**, Nova York, v. 21, n. 1, p. 116-124, 2012. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22381988>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

URSI, E. S.; GALVÃO, C. M. Prevenção de lesões de pele no perioperatório: revisão integrativa da literatura. **Revista Latino Americana de Enfermagem**, Ribeirão Preto, v. 14, n. 1, p. 124-131, 2006. Disponível em: <<http://www.scielo.br/pdf/rlae/v14n1/v14n1a17.pdf>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

URSI, E. S. **Prevenção de lesões de pele no perioperatório: revisão integrativa da literatura**. 2005. 128 f. Dissertação (Mestrado em Enfermagem) – Escola de Enfermagem de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, 2005.

VILAR, W. **Química e Tecnologia de Poliuretanos**. 2 ed., Rio de Janeiro, Vilar Consultoria, 1998.

VILAR, W. **Química e Tecnologia de Poliuretanos**. 3 ed., Rio de Janeiro, Vilar Consultoria, 2004.

VILZ, T. O. et al. Implementation of the perioperative WHO safety checklist at a maximum care hospital - a retrospective analysis. **Zentralbl Chir**, Alemanha, v. 141, n. 1, p. 37-44, 2016. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25723862>>. Acesso em: 10 jan. 2017.

VOLPINI, M et al. Sistema computadorizado de baixo custo para prevenção de úlceras de pressão em cadeirantes. **XXIV Congresso Brasileiro de Engenharia Biomédica**, Uberlândia, 2014. p. 272-275.

WADA, A.; TEIXEIRA NETO, N.; FERREIRA, M. C. Úlceras por pressão. **Revista de Medicina do Hospital Universitário**, São Paulo, v. 89, n. 3/4, p. 170-177, 2010. Disponível em: <http://www.revistas.usp.br/revistadc/article/download/46293/49949>. Acesso em: 10 mai. 2017.

WALKER, I. A. et al. Surgical safety checklists: do they improve outcomes? **British Journal of Anaesthesia**, New York, v. 109, n. 1, p. 45-54, 2012. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22649183>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

WALTON-GEER. Prevention of pressure ulcers in the surgical patient. **AORN Journal**, Denver, v. 89, n. 3, p. 538-552, 2009. Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0001209208008983>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

WILDE, S. Compartment syndrome: the silent danger related to patient positioning and surgery. **British Journal of Perioperative Nursing**, England, v. 14, n. 12, p. 546-54,

2004. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15645730>>. Acesso em: 10 jan. 2015.

YUSUF, S. et al. Microclimate and development of pressure ulcers and superficial skin changes. **International Wound Journal**, Medford, MA, v. 12, p. 40–46, 2015. Disponível em: <<http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/iwj.12048/abstract>>. Acesso em: 23 jul. 2016.

ZAGO, M. A. S. **Desenvolvimento de recurso de proteção para o suporte craniano mayfield para o uso em posição cirúrgica prona**. 2005. 88 p. Dissertação (Mestrado em Bioengenharia) -- Faculdade de Bioengenharia , São José dos Campos, 2005.

GLOSSÁRIO

Colchão de ar fluidizado: fornece redistribuição de pressão por meio de um fluido desenvolvido para forçar o ar por entre as características do colchão por imersão e envolvimento (NATIONAL PRESSURE ULCER ADVISORY PANEL SUPPORT SURFACE STANDARDS INITIATIVE, 2007).

Colchão com baixa perda de ar: fornece um fluxo de ar para auxiliar no manejo do calor e da umidade (microclima) da pele (NATIONAL PRESSURE ULCER ADVISORY PANEL SUPPORT SURFACE STANDARDS INITIATIVE, 2007).

Cisalhamento: força de tração exercida sobre a pele, fazendo-a deslizar sobre o plano muscular, o que ocasiona a oclusão ou mesmo o rompimento dos capilares responsáveis pela perfusão da pele neste local (WADA; TEIXEIRA NETO; FERREIRA, 2010).

Coalescência: processo químico de união de duas ou mais parcelas de uma fase de uma substância (exemplo: junção das bolhas da espuma no processo de manufatura da mesma) (VILAR, 2004).

Colchão-padrão: colchão que não se destina a prevenir ou tratar lesão por pressão (McNICHOL et al, 2015).

Espuma de células fechadas: estrutura não permeável, em que existe uma barreira entre as células, impedindo que gases ou líquidos ultrapassem (NATIONAL PRESSURE ULCER ADVISORY PANEL SUPPORT SURFACE STANDARDS INITIATIVE, 2007).

Espuma de célula aberta (alta especificação): permeável, na qual não existe barreira entre as células em relação a gases e líquidos, podendo passar através da espuma (NATIONAL PRESSURE ULCER ADVISORY PANEL SUPPORT SURFACE STANDARDS INITIATIVE, 2007). Inclui espuma elástica (sem memória) e viscoelástica (com memória) materiais poliméricos porosos que se conformam em proporção à aplicação de peso (NIX; MACKAY, 2012).

Gel: sistema semissólido que consiste em uma rede de agregados sólidos, dispersão coloidal ou polímeros, os quais podem exibir propriedades elásticas (NATIONAL PRESSURE ULCER ADVISORY PANEL SUPPORT SURFACE STANDARDS INITIATIVE, 2007).

Fluído: substância que não tem forma física e produz facilmente pressão externa, um gás ou especialmente um líquido (INTERNATIONAL ORGANIZATION FOR STANDARDIZATION, 2007).

Microclima: é um termo usado para descrever dois aspectos da interface entre a pele e uma superfície de suporte-temperatura (da pele ou dos tecidos moles) e umidade entre a pele e a superfície de suporte (EDSBERG et al., 2016; YUSUF et al., 2015).

Pressão alternada: promove redistribuição de pressão por mudanças cíclicas no carregamento e descarregamento, caracterizada pela frequência, duração, amplitude e taxas de alteração de parâmetros (NATIONAL PRESSURE ULCER ADVISORY PANEL SUPPORT SURFACE STANDARDS INITIATIVE, 2007).

Pressão de interface da pele: a força exercida entre a pele do paciente e a superfície de suporte (King; Bridges, 2006). É a carga de pressão entre a pele e a superfície de suporte (KIRKLAND-WALSH et al., 2015).

Pressão de interface de pico: maior carga de pressão entre a pele e a superfície de suporte (KIRKLAND-WALSH et al., 2015).

Pressão média de interface (pressão do box): carga média de pressão entre a pele e a superfície de suporte da área avaliada ou medida pelo dispositivo de mapeamento de pressão (KIRKLAND-WALSH et al., 2015).

Redistribuição de pressão: alívio da pressão para área concentrada e a distribuição da mesma para uma área maior (KIRKLAND-WALSH et al., 2015).

Resiliência: propriedade de um corpo de recuperar a sua forma original, após sofrer choque ou deformação (Aurélio, 2008-2017).

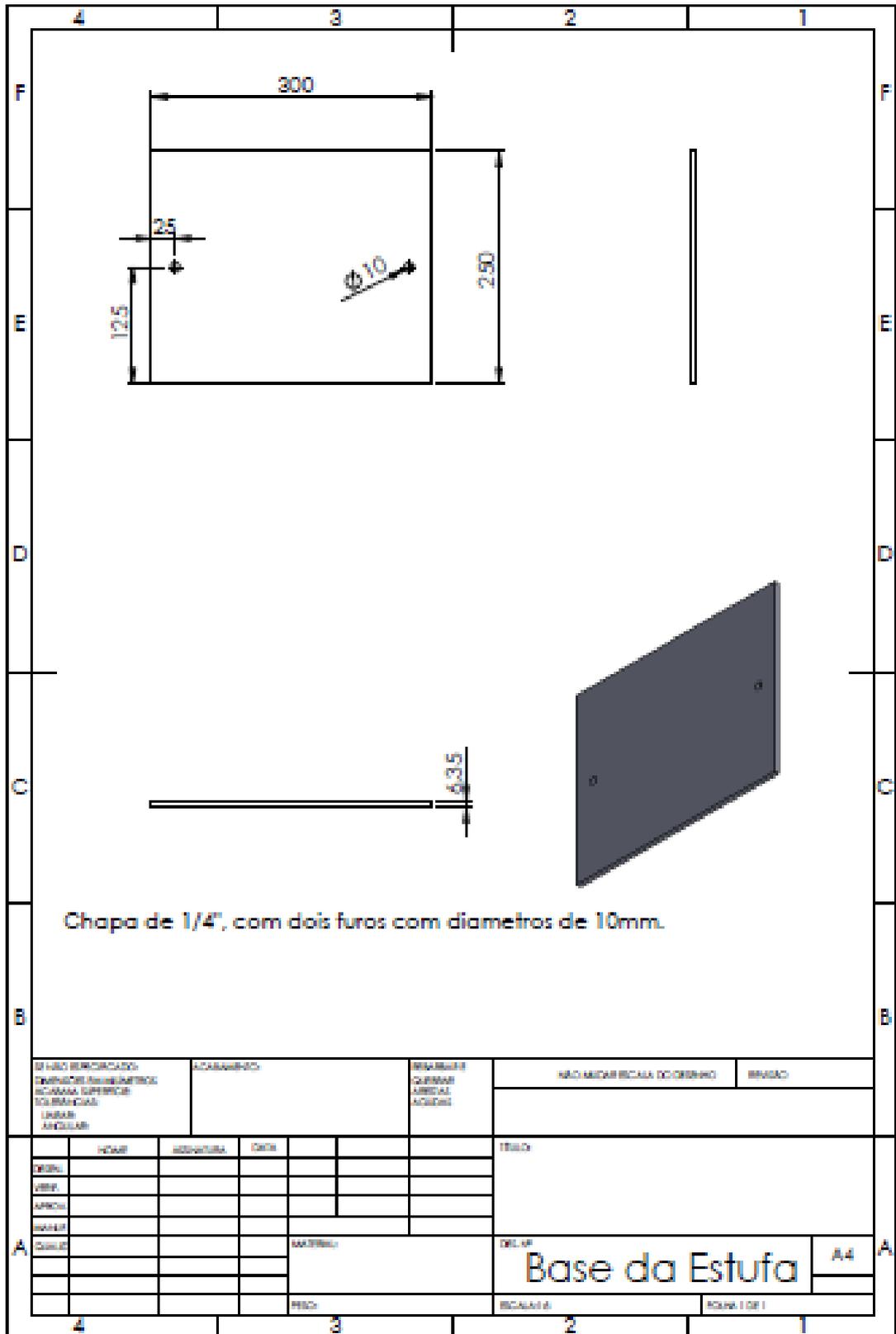
Superfície de suporte: qualquer sobreposição, colchão ou sistema integrado para a redistribuição de pressão, fabricado para o controle da pressão, cisalhamento ou forças de fricção sobre o tecido, microclima ou outras funções terapêuticas (McNICHOL et al, 2015).

Viscoelástico: propriedade de alguns materiais que apresentam simultaneamente elasticidade e viscosidade. São materiais que, ao deformar-se, sofrem simultaneamente deformações elásticas e viscosas (Aurélio, 2008-2017).

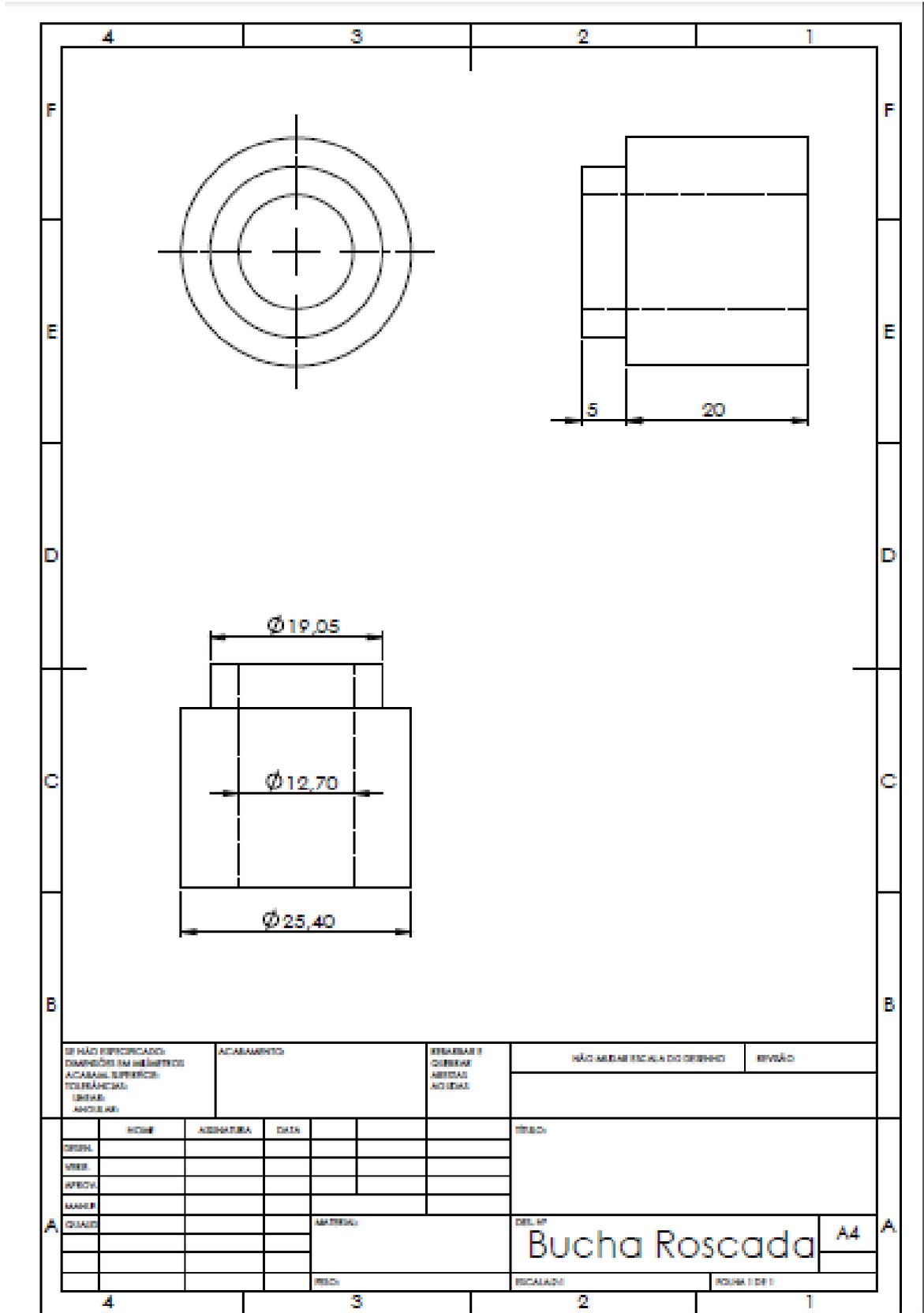
**APÊNDICE A - PROJETOS DOS DISPOSITIVOS CONFECCIONADOS PARA O
ESTUDO**

Dispositivos Confeccionados pelo LPM

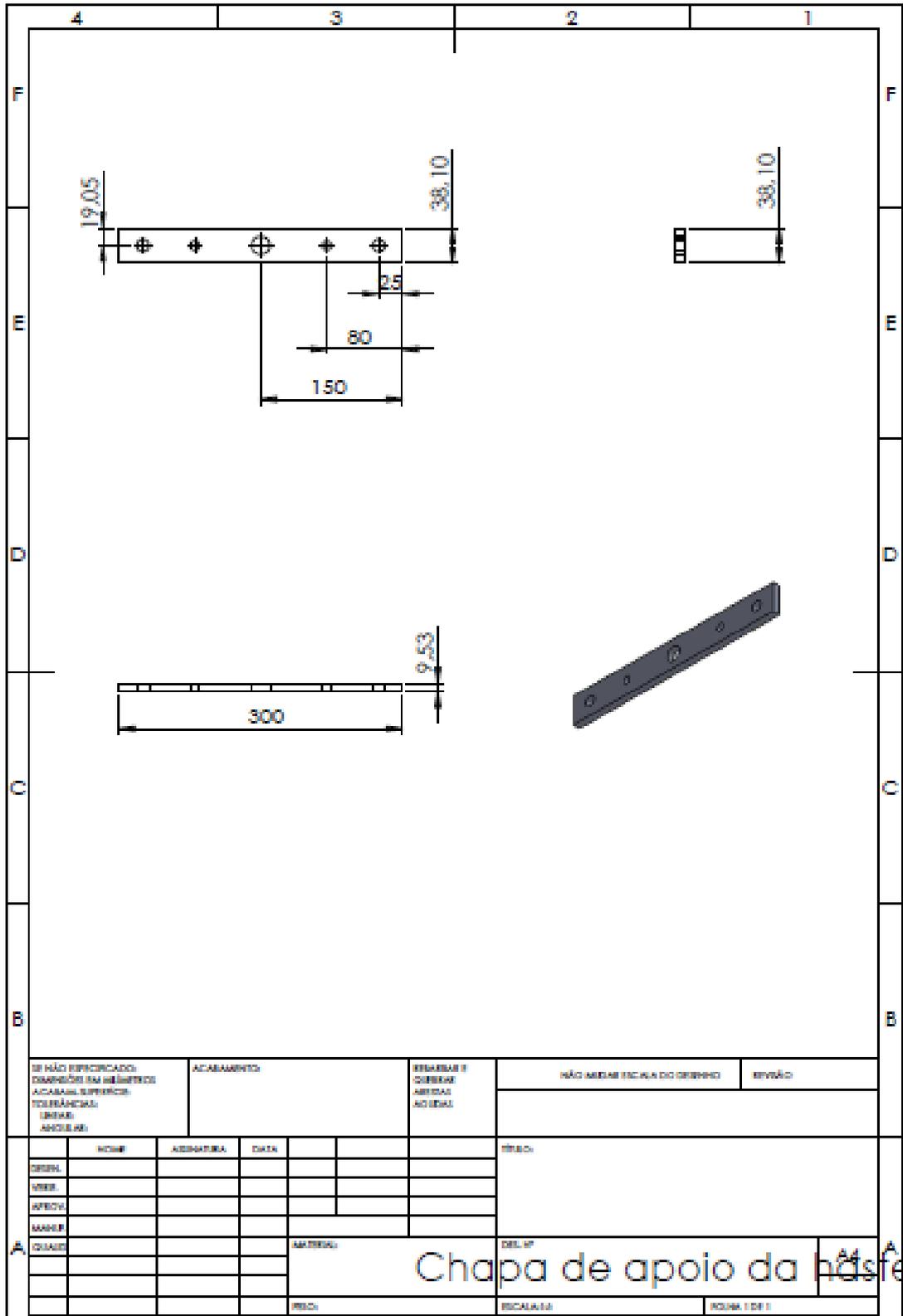
(Autor: Diego Augusto Costa Alves)



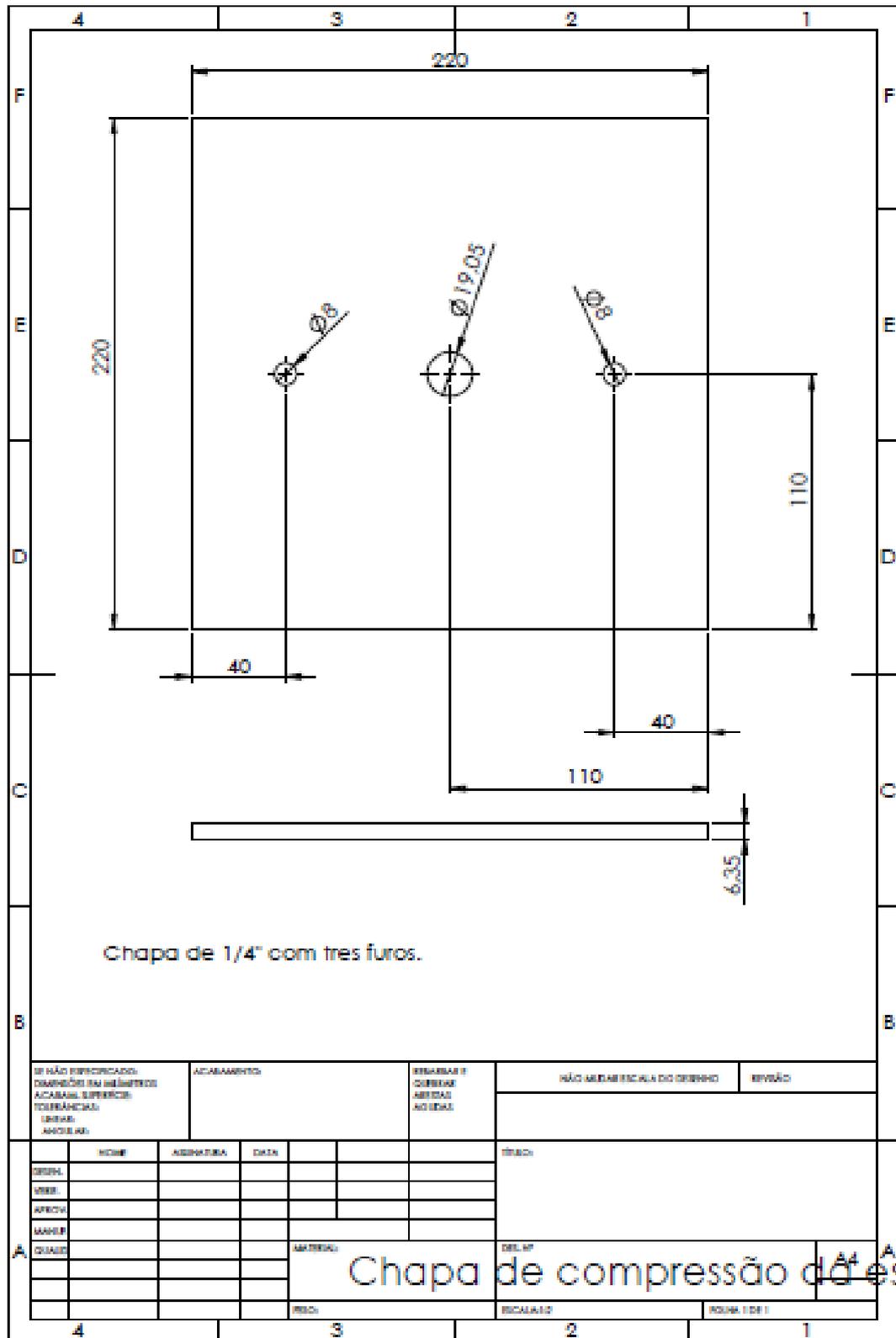
DE FUNDAMENTO DEPARTAMENTO ESCALA: 1:1 LINHAS ANOTAÇÕES		APROVAÇÃO		DATA		MATERIAL		TÍTULO	
PROJ.		DES.		EXEC.		REVIS.		ESCALA:	
A4		Base da Estufa		1 DE 1		1		4	



SE NÃO FORNICADOS: DIMENSÕES EM MILÍMETROS ACABAMENTO: SUPERFÍCIE POLIARADA LINHAS ABOLIDAS		ACABAMENTO		REBARBAR E CORREÇÃO ABRILHO ADICIONAL		NÃO ADIAR ESCALA DO DESENHO		REVISÃO	
DESIGN.		NOME		ADMISSÃO		DATA		TÍTULO	
PROJ.									
EXEC.									
MATER.									
QUANT.								MATERIAL	
								DESENHO	
								Bucha Roscada	
								A4	
								ESCALA: 1:1	
								FOLHA 1 DE 1	



SE NÃO ESPECIFICADO: DIMENSÕES EM MILÍMETROS		ACABAMENTO		ESTRUTURA CORRETE SERVA AO DEAL		NÃO MUDAR TÍTULO DO DESENHO		REVISO	
TOLERÂNCIAS: LITRAS ANGULARES									
ORDEN.	NOME	ADMISSÃO	DATA			TÍTULO			
USAR									
APROV.									
MADE									
QUALC					MATERIAL	DEL. Nº		At. A	
					PROJ.	ESCALA	FOUR (281)		

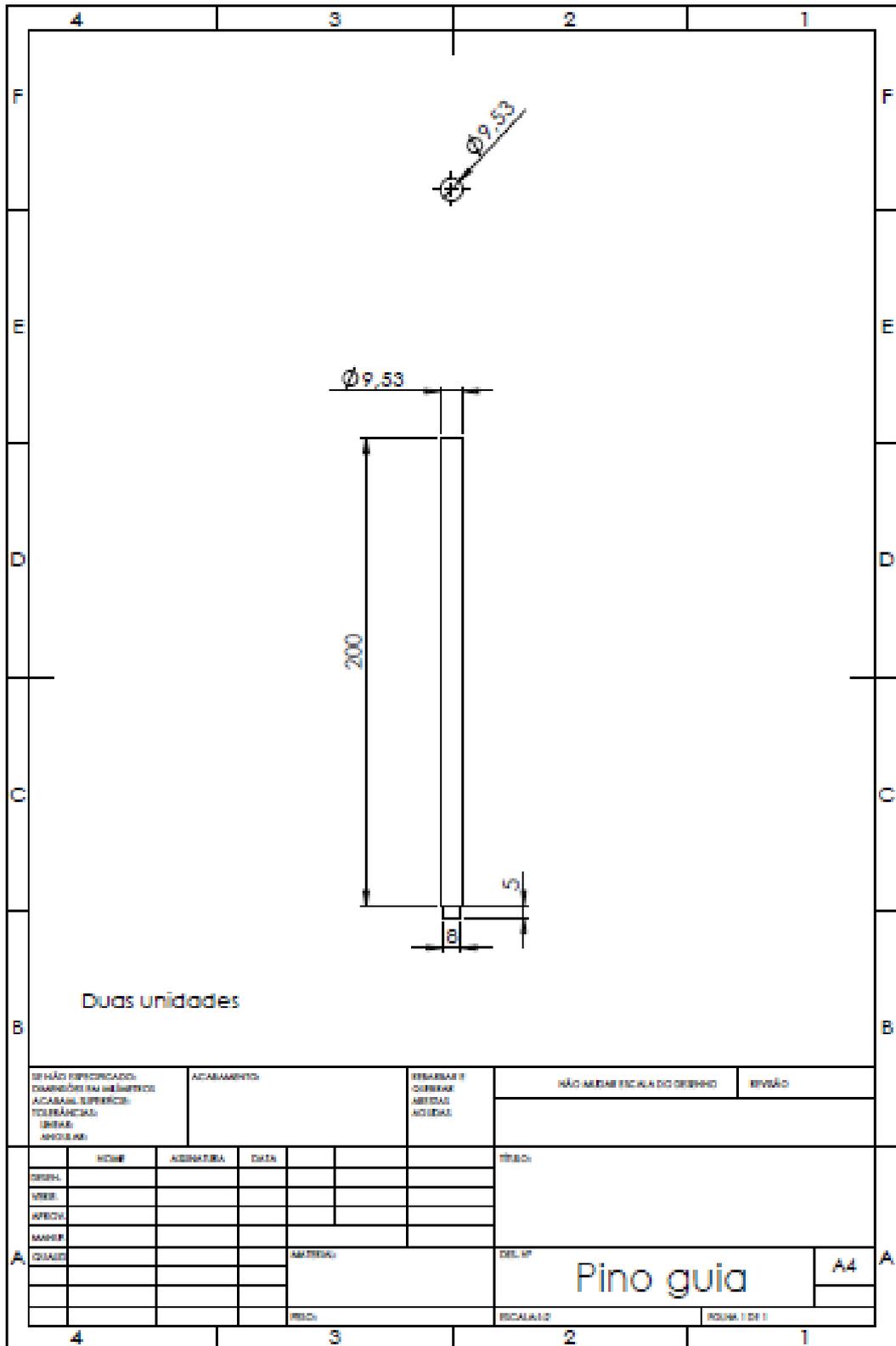


SE NÃO FORTIFICADO: DIMENSÃO EM MILÍMETROS ACABAMENTO SUPERIOR: TOLERÂNCIAS: LINHAS: ANGULARES	ACABAMENTO	DESENHAR E CORRIGIR ARREDOZ A OBRAS	NÃO MELHOR ESCALA DO DESENHO	ESPESOR
---	------------	--	------------------------------	---------

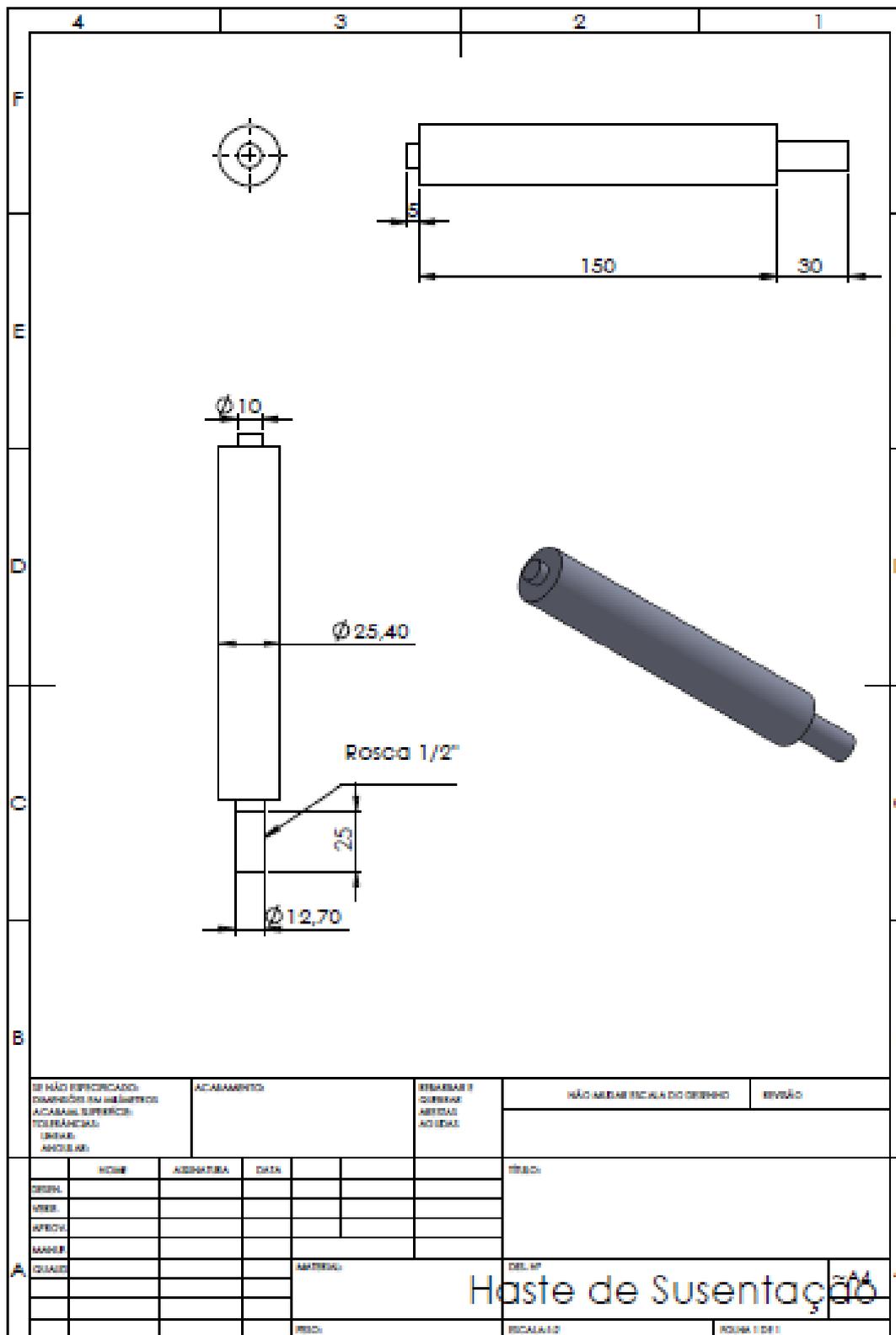
	NOME	ADMISSÃO	DATA						
DESENHADOR									
PROJETISTA									
ELABORADOR									
REVISOR									

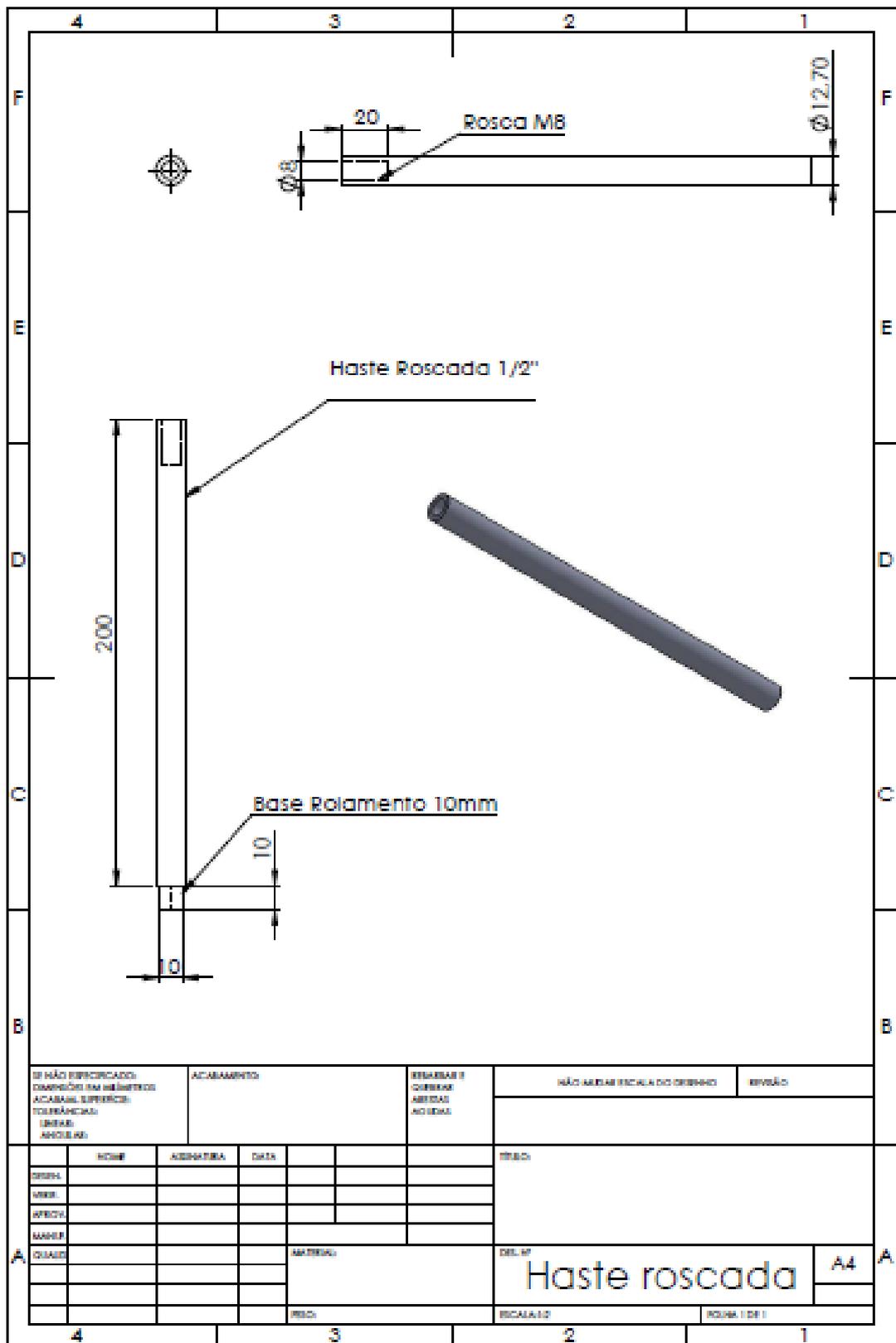
QUANTO				MATERIAL		DESENHO			

Chapa de compressão de 1/4"

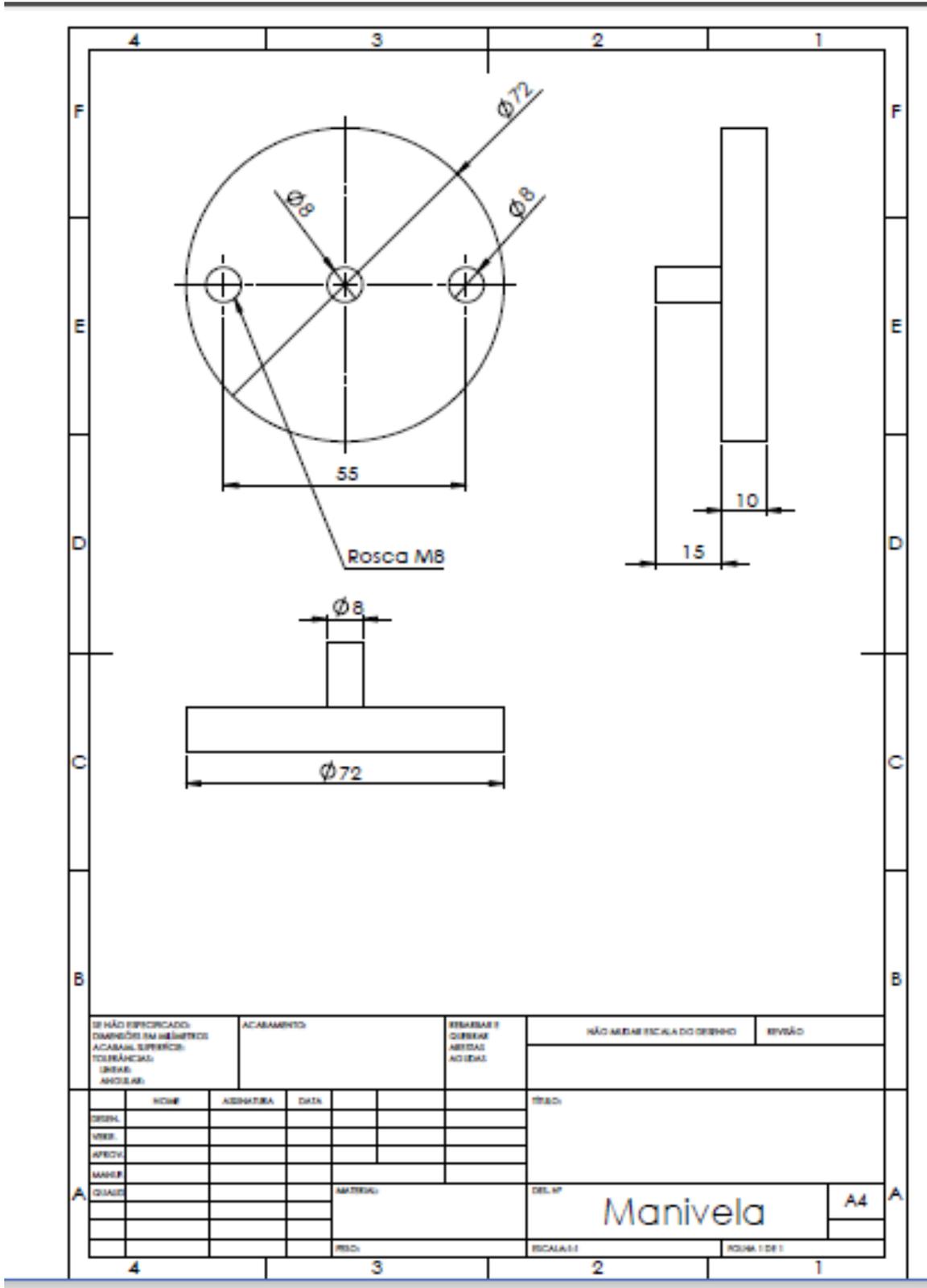


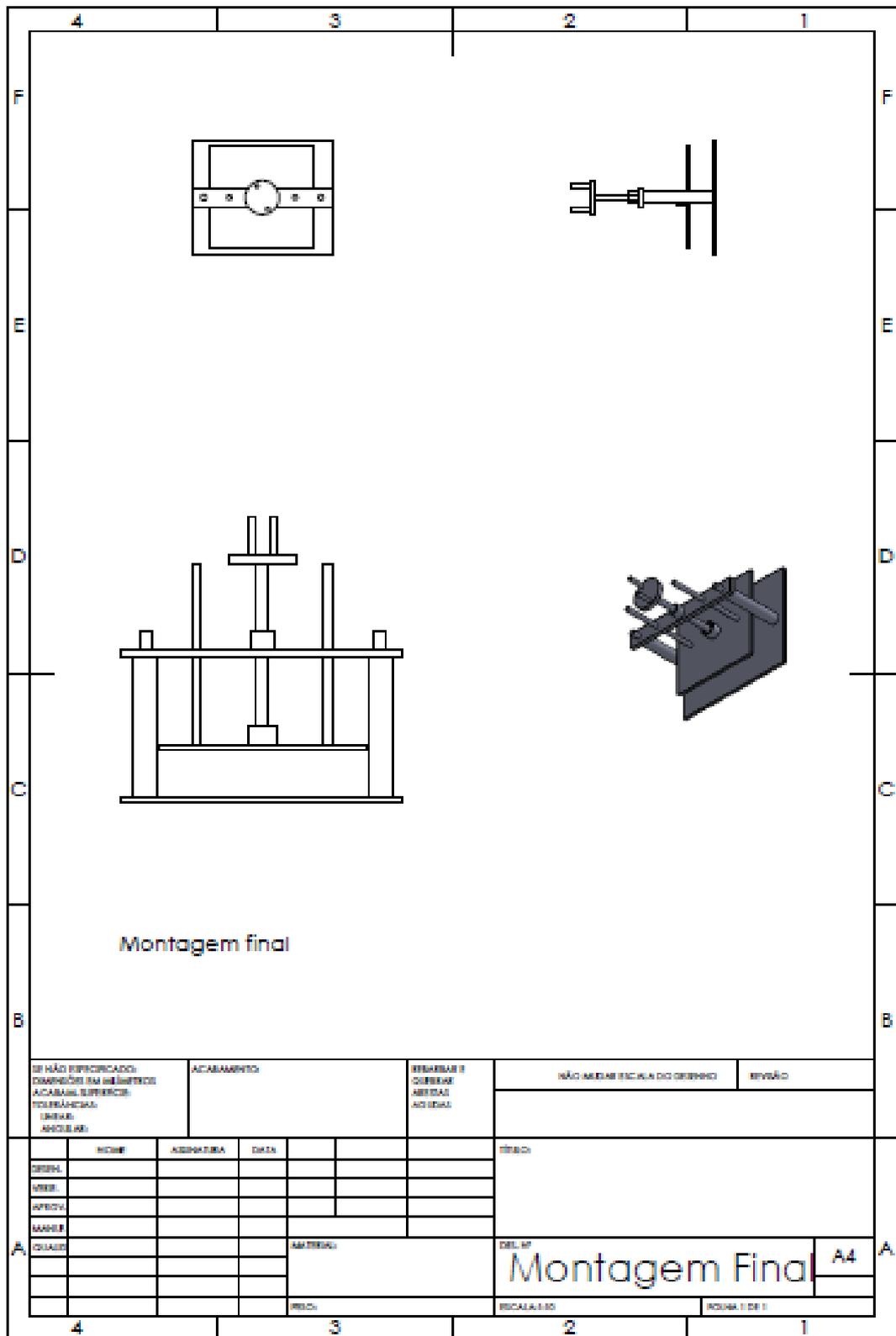
SE NÃO ESPECIFICADO: DIMENSÕES EM MILÍMETROS ACABAMENTO: SUPERFÍCIE TOLERÂNCIAS: UNIDADES: ANGULARES:		ACABAMENTO:		TOLERÂNCIAS: DIMENSÕES: ANGULARES:		NÃO MEDIR ESCALA DO DESENHO	REVISO:
DESIGN.	NOME	ADMISSÃO	DATA	PROJ.	TÍTULO:	<div style="font-size: 2em; font-weight: bold;">Pino guia</div> <div style="font-size: 1.2em; font-weight: bold; float: right;">A4</div>	
MEDI.				REVISÃO:	DEL. Nº		
APROV.							
MATER.							
COTAÇÃO							
				PROJ.	ESCALA:	FOLHA 1 DE 1	

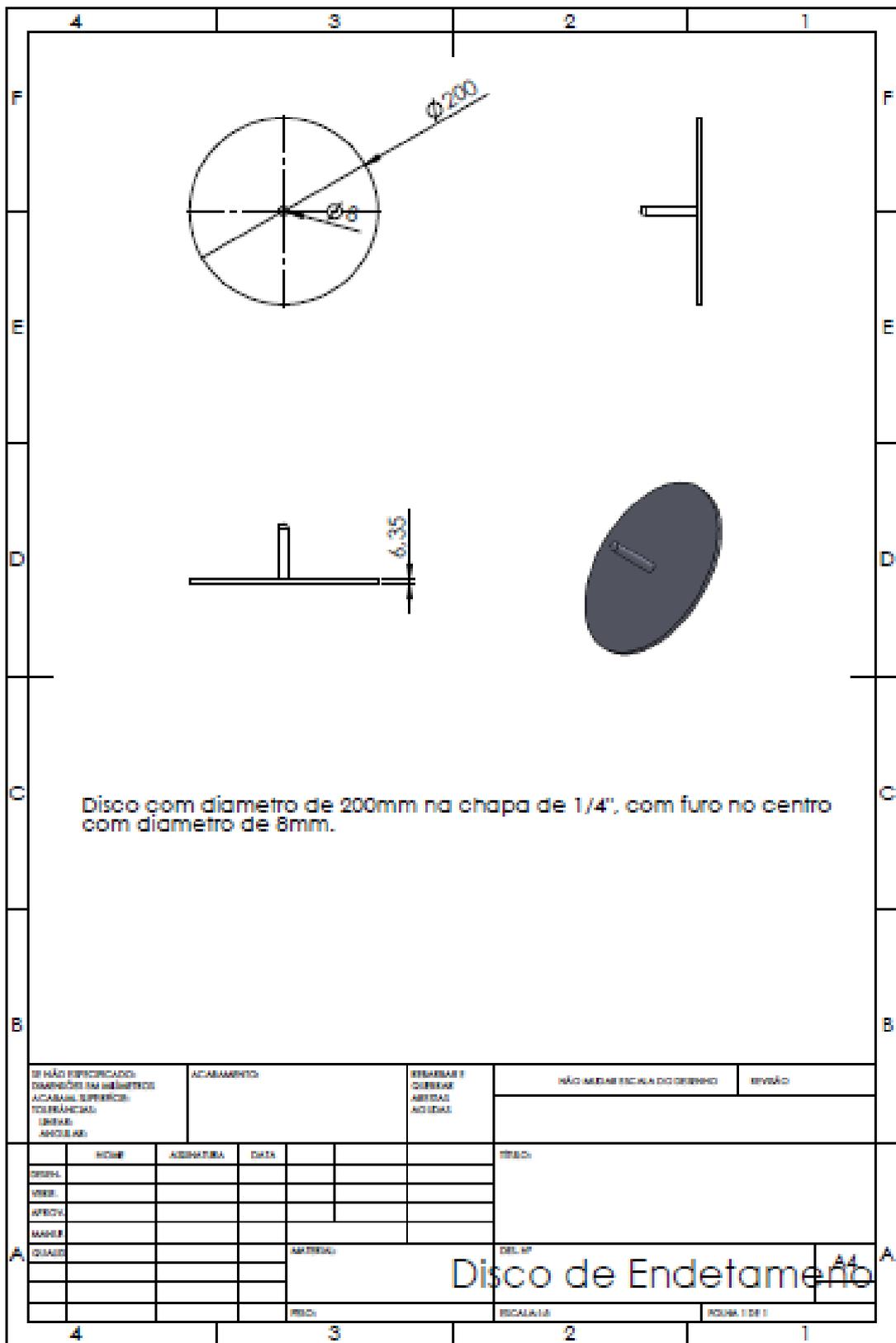


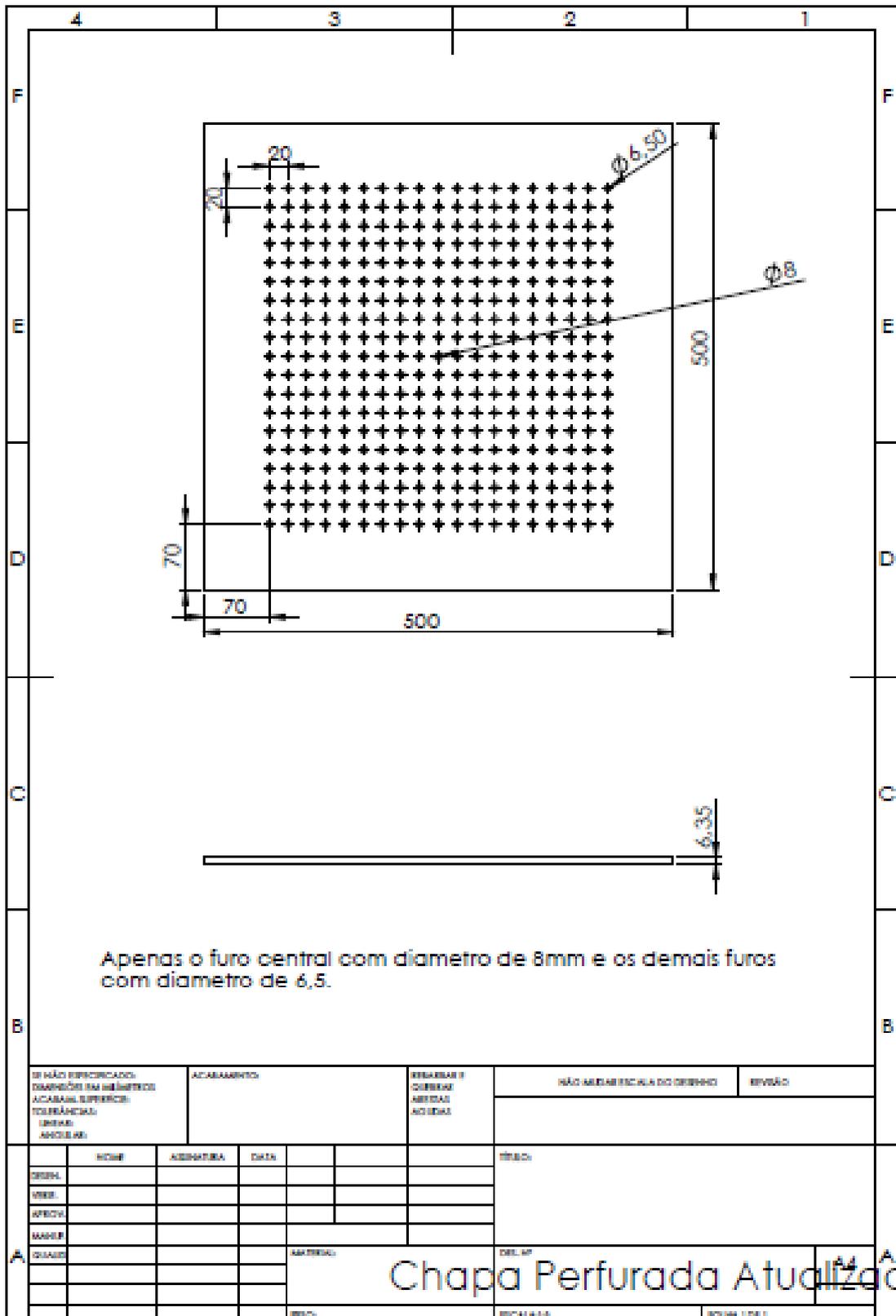


SE HÁ REFORÇADO: DIMENSÕES EM NEGRITO ACABAMENTO SUPERIOR TOLERÂNCIAS LINHAS ANGULARES		ACABAMENTO		REBARBAR / CORTEZAS ABERTURAS ACERTAR		NÃO ADEAR ESCALA DO DESENHO		REVISO	
DESIGN.	NOME	ADMISSÃO	DATA			TÍTULO			
PROJ.									
APROV.									
MANEJ.									
QTDAD.				AUTORIZAÇÃO		DEL. Nº		A4	
						Haste roscada			
				PREC.		ESCALA 1:1		FOLHA 1 DE 1	









Chapa Perfurada Atualizada

APÊNDICE B - TERMO DE ESCLARECIMENTO E CONSENTIMENTO

TERMO DE ESCLARECIMENTO E CONSENTIMENTO

TERMO DE ESCLARECIMENTO

TÍTULO DO PROJETO: ANÁLISE DE SUPERFÍCIES DE SUPORTE PARA PREVENÇÃO DE LESÕES POR POSICIONAMENTO CIRÚRGICO

Você está sendo convidada a participar do estudo “**ANÁLISE DE SUPERFÍCIES DE SUPORTE PARA PREVENÇÃO DE LESÕES POR POSICIONAMENTO CIRÚRGICO**”. Os avanços na área da saúde ocorrem através de estudos como este, por isso a sua participação é importante. O objetivo deste estudo é Avaliar superfícies de suporte viscoelásticas utilizadas para prevenção de lesões por posicionamentos cirúrgicos dorsal em mesa operatória quanto às suas principais propriedades mecânicas e capacidade de distribuição de pressão em proeminências ósseas, e caso você participe, será necessário realizar algumas medidas de seu corpo, como peso e estatura, e ficar sobre colchões cirúrgicos durante alguns minutos.

Você poderá obter todas as informações que quiser e poderá não participar da pesquisa ou retirar seu consentimento a qualquer momento, sem prejuízo algum. Pela sua participação no estudo, você não receberá qualquer valor em dinheiro, mas terá a garantia de que todas as despesas necessárias para a realização da pesquisa não serão de sua responsabilidade. Os nomes dos participantes envolvidos não aparecerão em qualquer momento do estudo, pois serão identificados com um número.

TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE, APÓS ESCLARECIMENTO

TÍTULO DO PROJETO: ANÁLISE DE SUPERFÍCIES DE SUPORTE PARA PREVENÇÃO DE LESÕES POR POSICIONAMENTO CIRÚRGICO

Eu, _____, li e/ou ouvi o esclarecimento acima e compreendi para que serve o estudo e qual procedimento a que serei submetido. A explicação que recebi esclarece os riscos e benefícios do estudo. Eu entendi que sou livre para interromper minha participação a qualquer momento, sem justificar minha decisão e que isso não me afetará. Sei que meu nome não será divulgado, que não terei despesas e não receberei dinheiro por participar do estudo. Eu concordo em participar do estudo.

Uberaba,//.....

Assinatura do voluntário

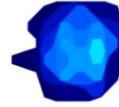
Documento de identidade

Assinatura do pesquisador responsável

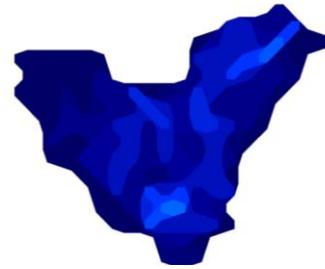
Assinatura do pesquisador orientador

Telefone de contato dos pesquisadores: Karoline Faria de Oliveira/Maria Helena Barbosa – 8861-2327 / 3318-5880. Em caso de dúvida em relação a esse documento, você pode entrar em contato com o Comitê Ética em Pesquisa da Universidade Federal do Triângulo Mineiro, pelo telefone 3318-5854.

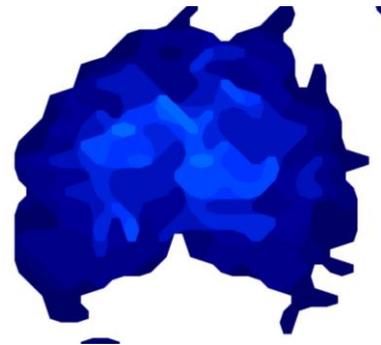
APÊNDICE C - ÁLBUM DE IMAGENS



Região Occipital



Região Subescapular

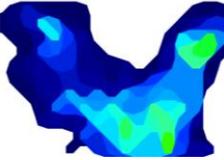
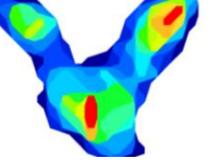
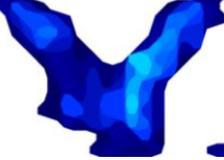
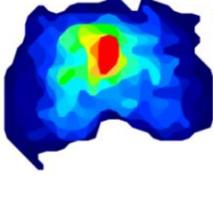
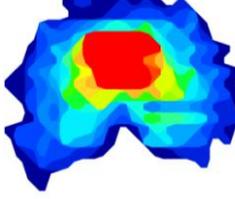
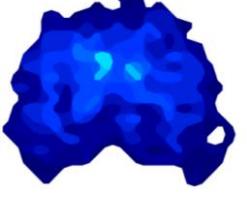
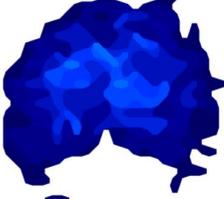
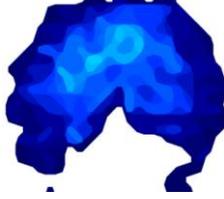
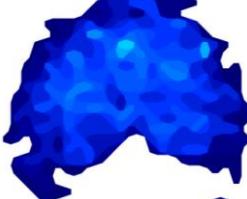


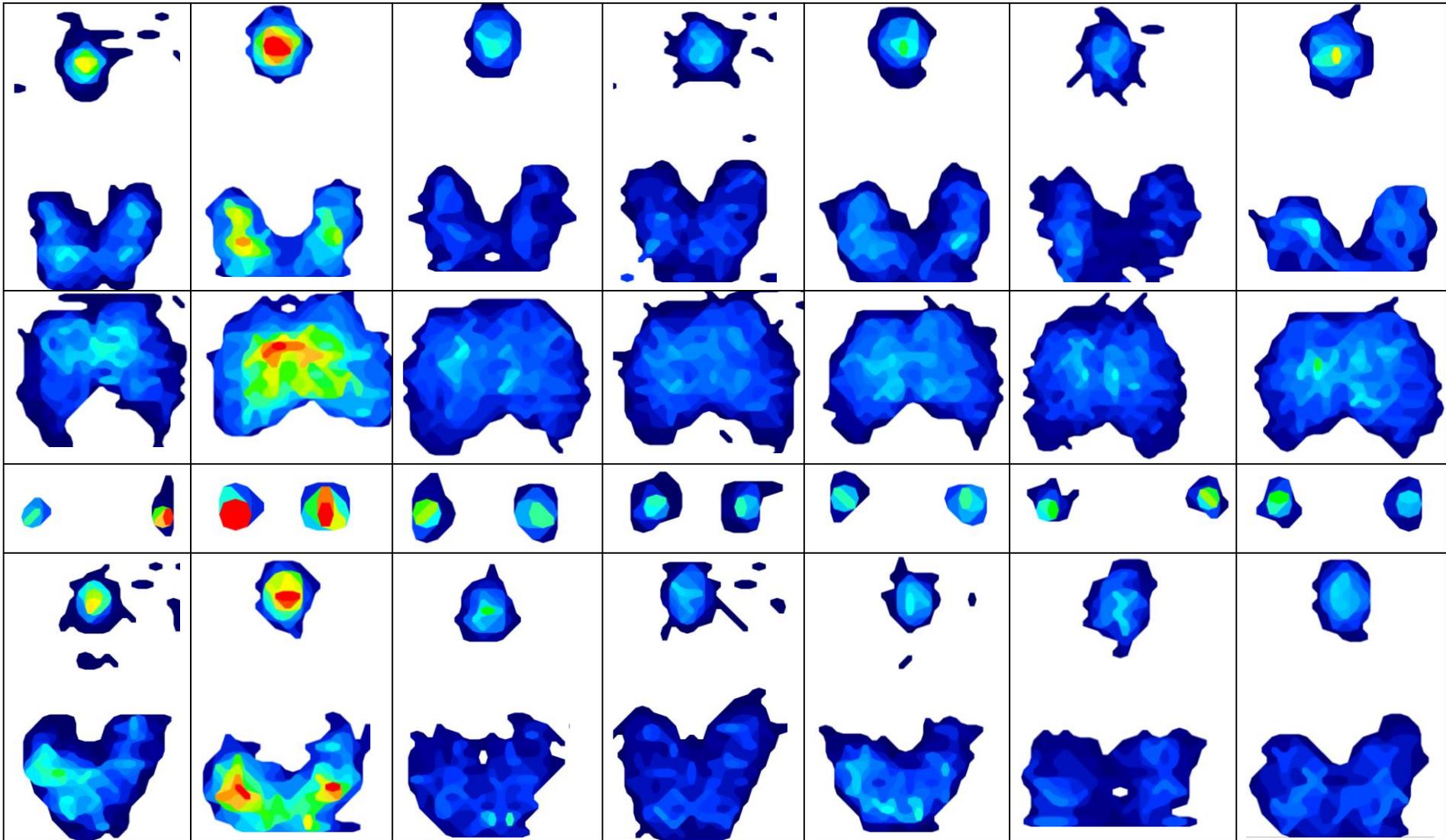
Região Sacral

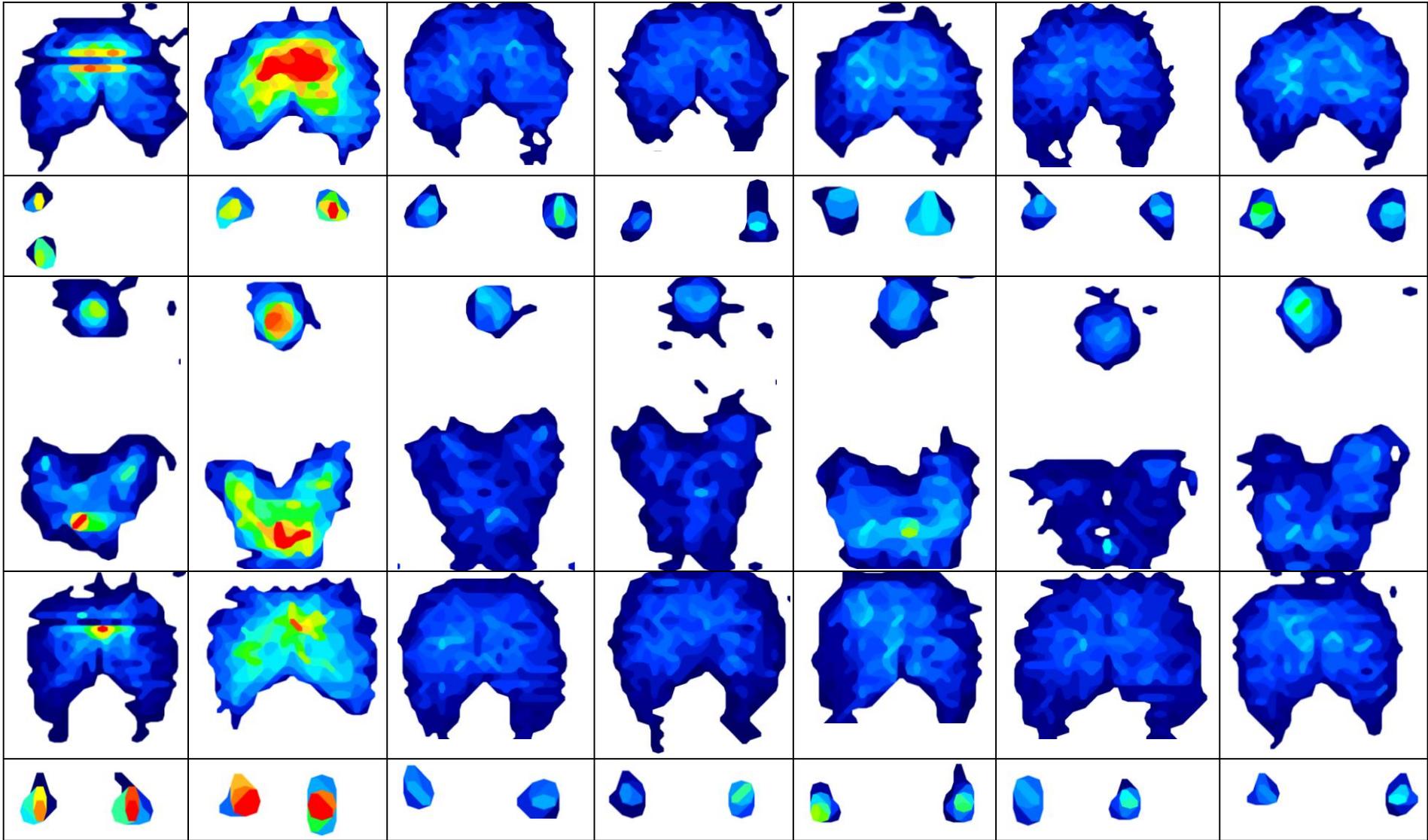


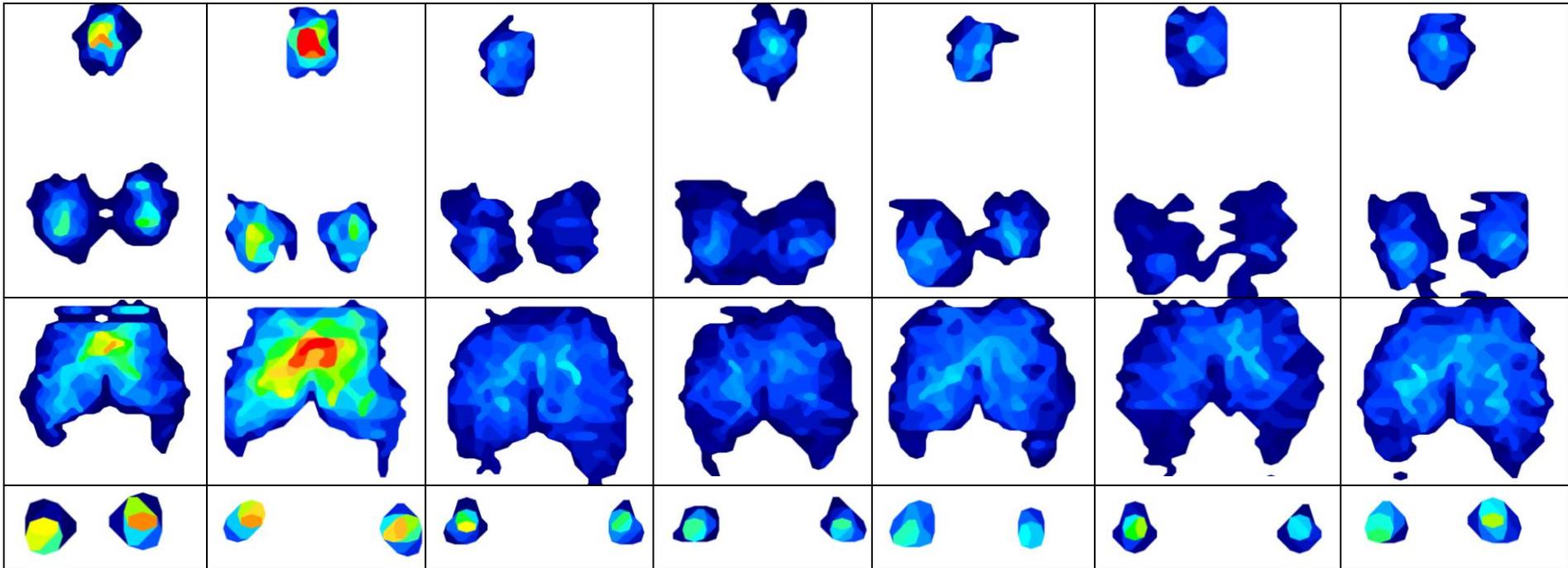
Região Calcânea

LEGENDA DAS IMAGENS

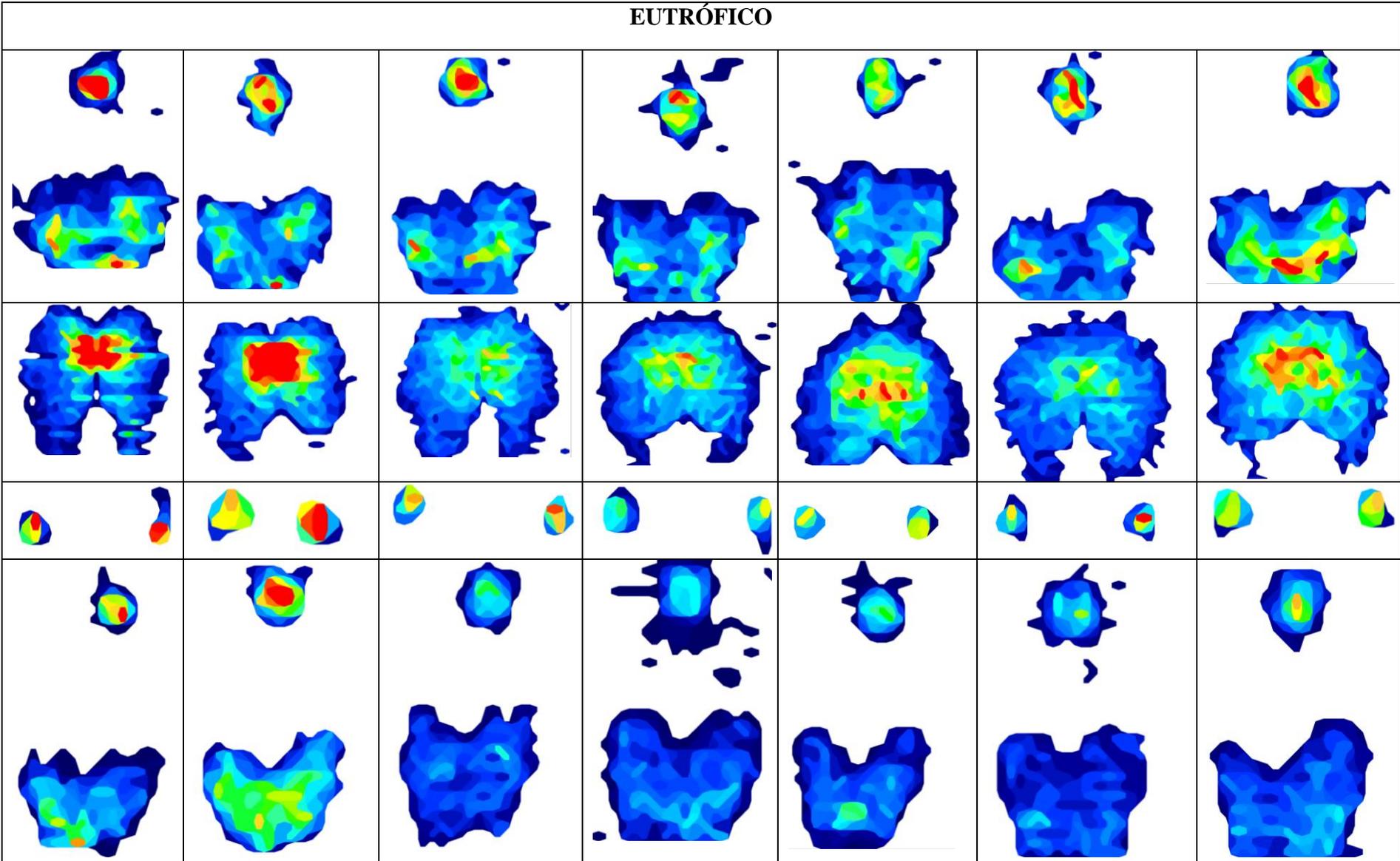
Mesa de Operação Padrão	Polímero Viscoelástico	Espuma Selada D28	Espuma Selada D33	Espuma Selada D45	Espuma Soft D18	Espuma Soft D28
MAGREZA						
						
						
						
						

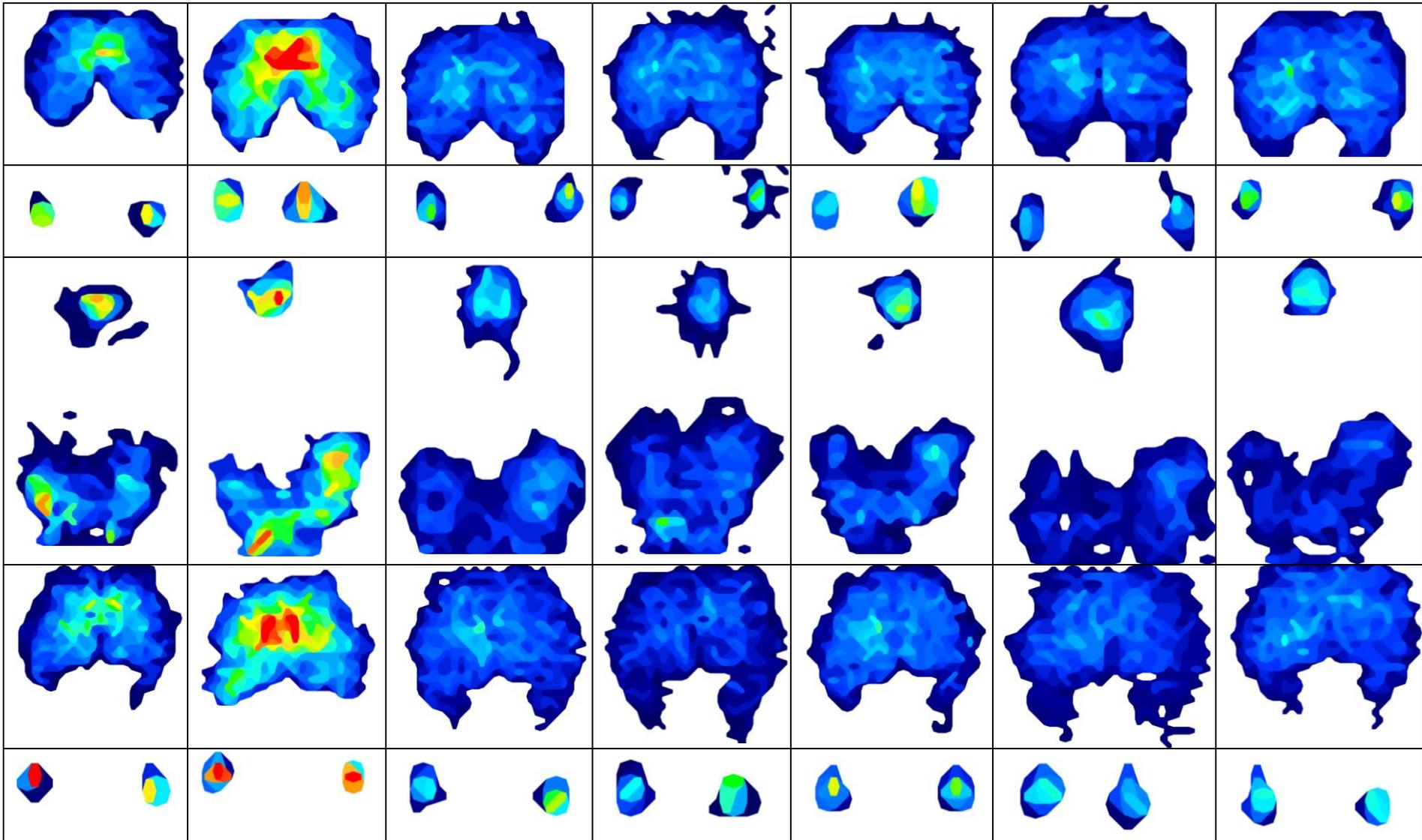


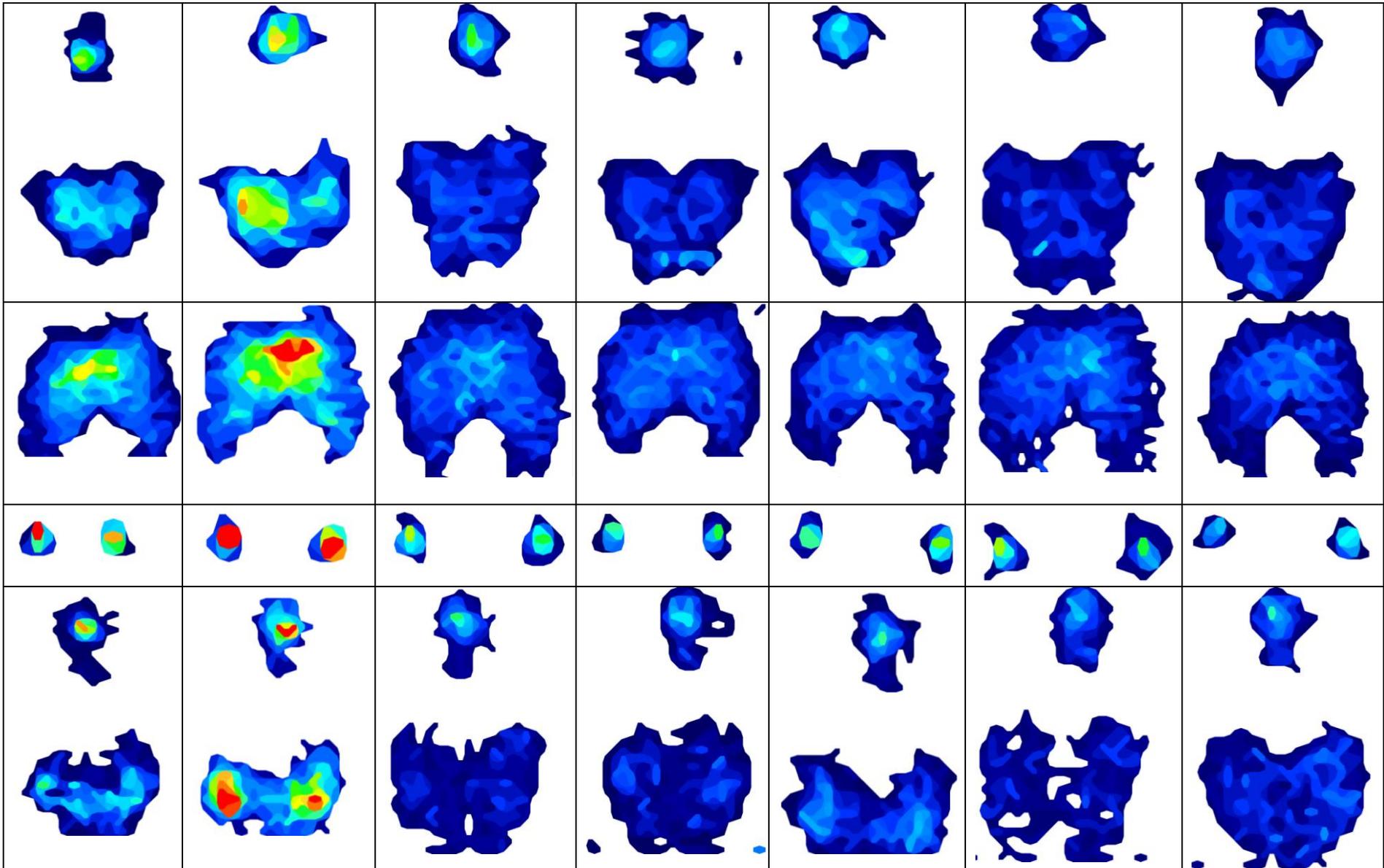


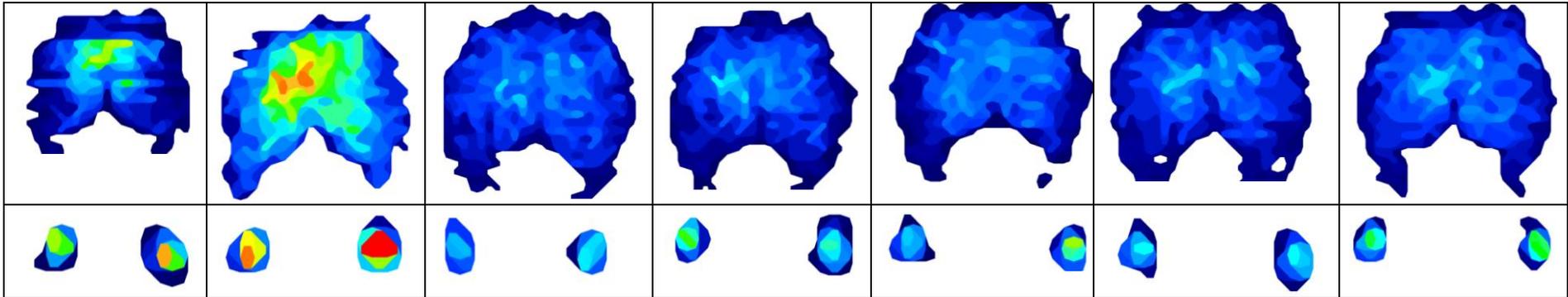


EUTRÓFICO

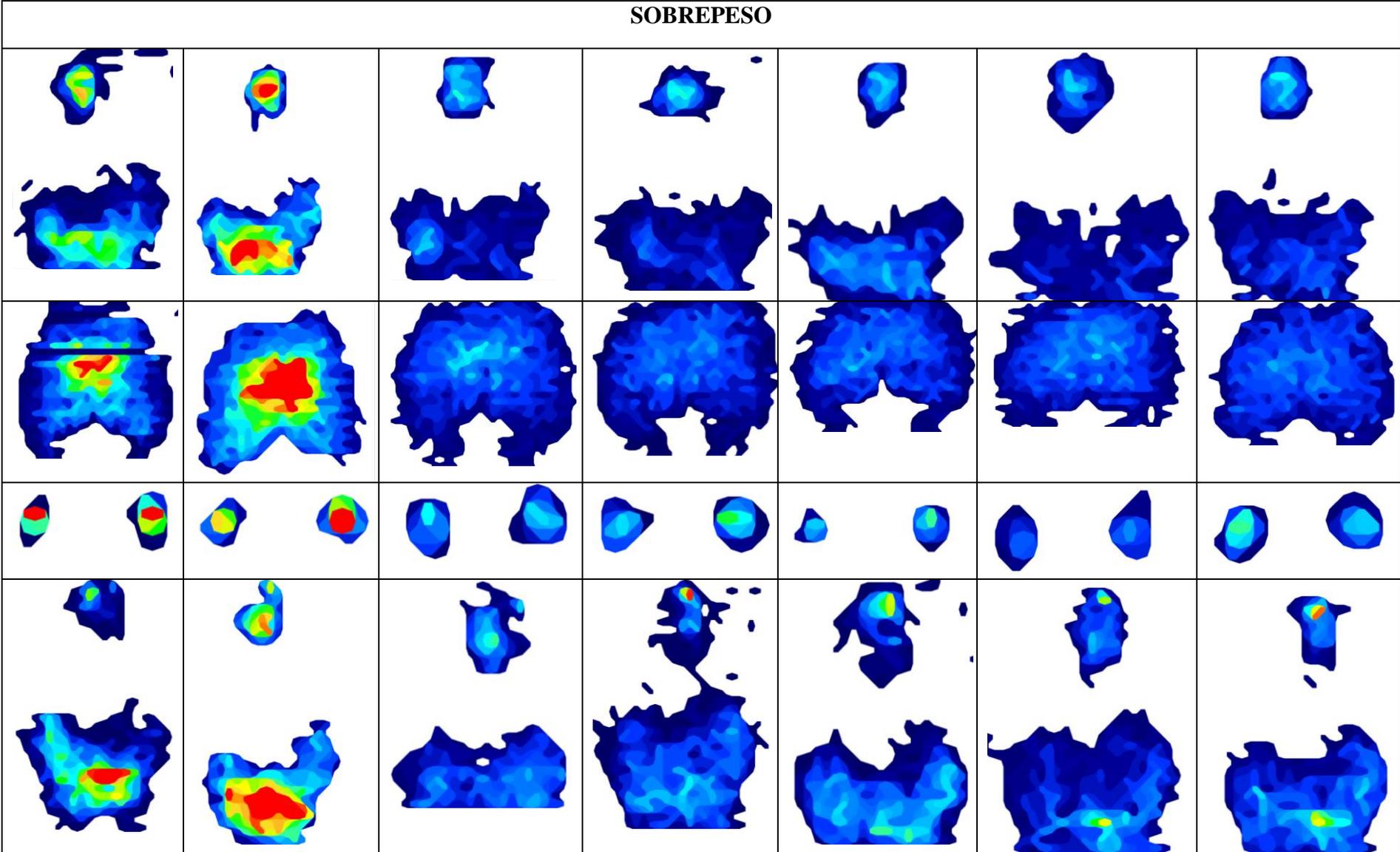


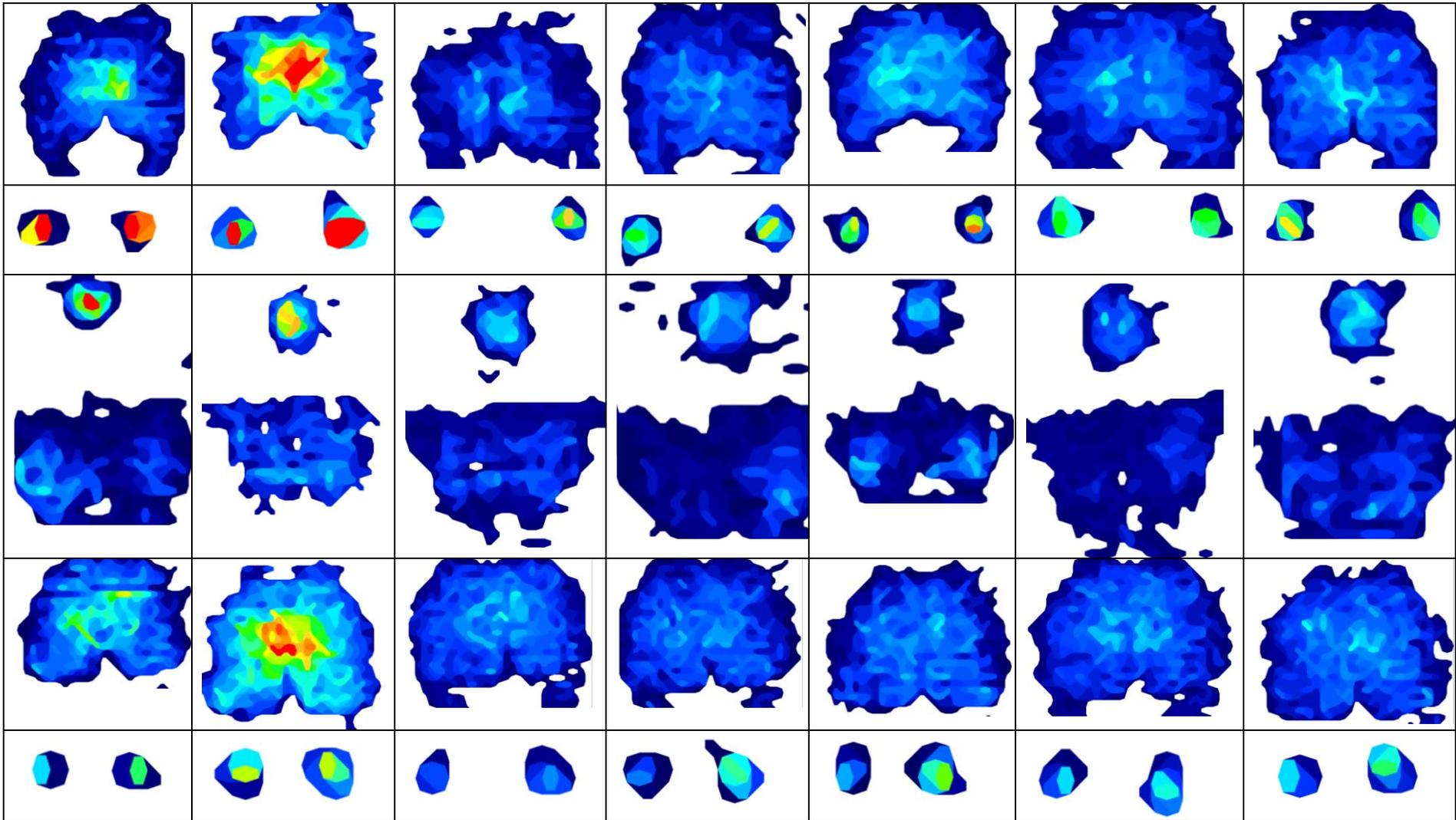


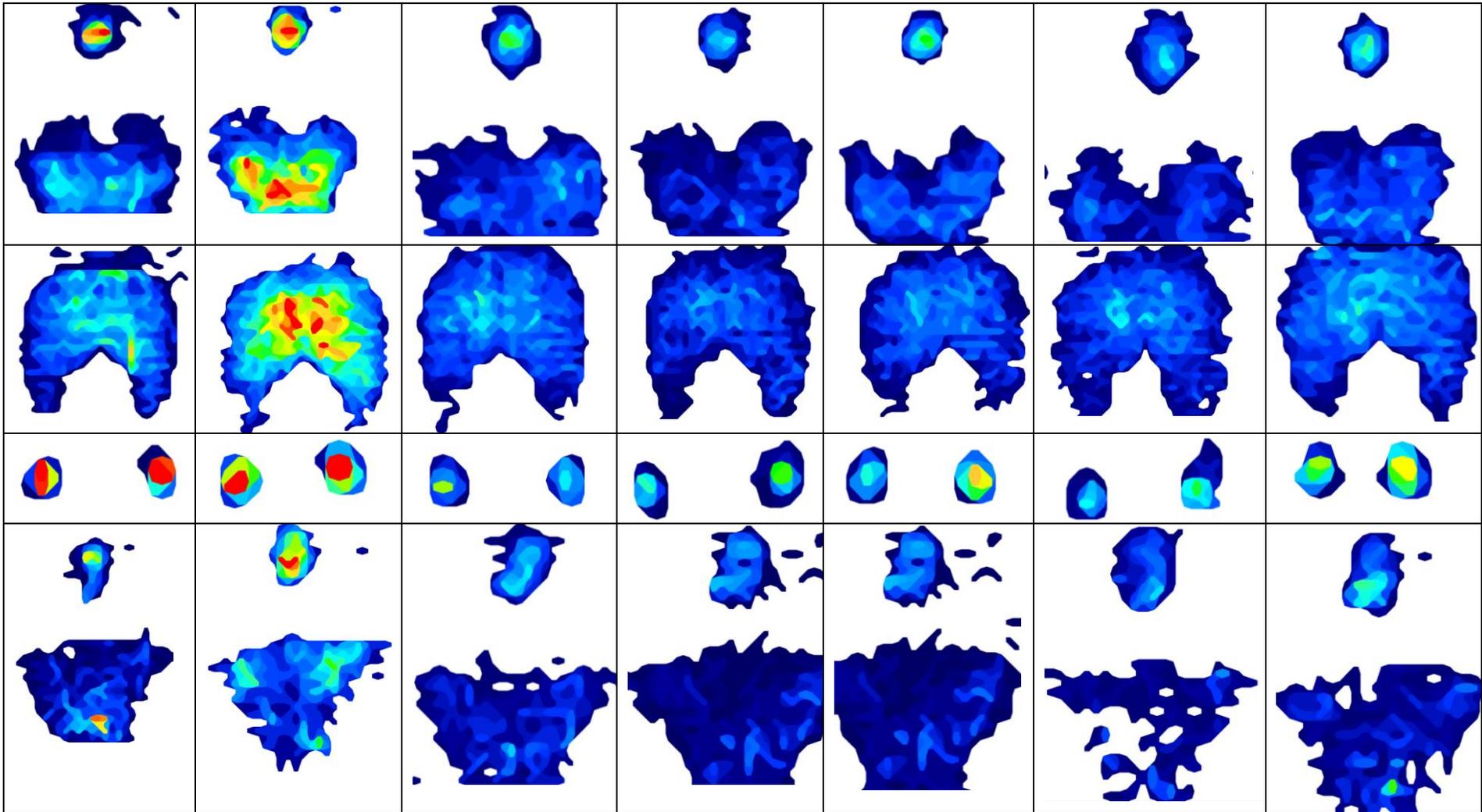


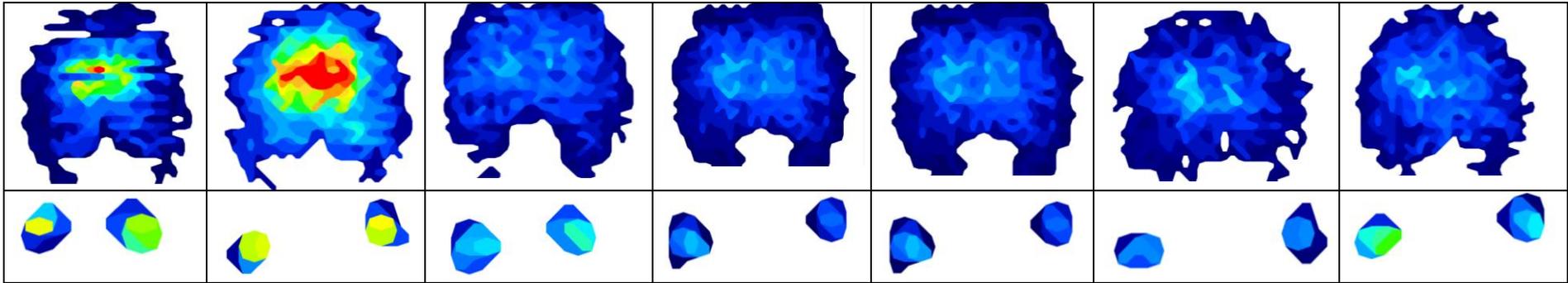


SOBREPESO

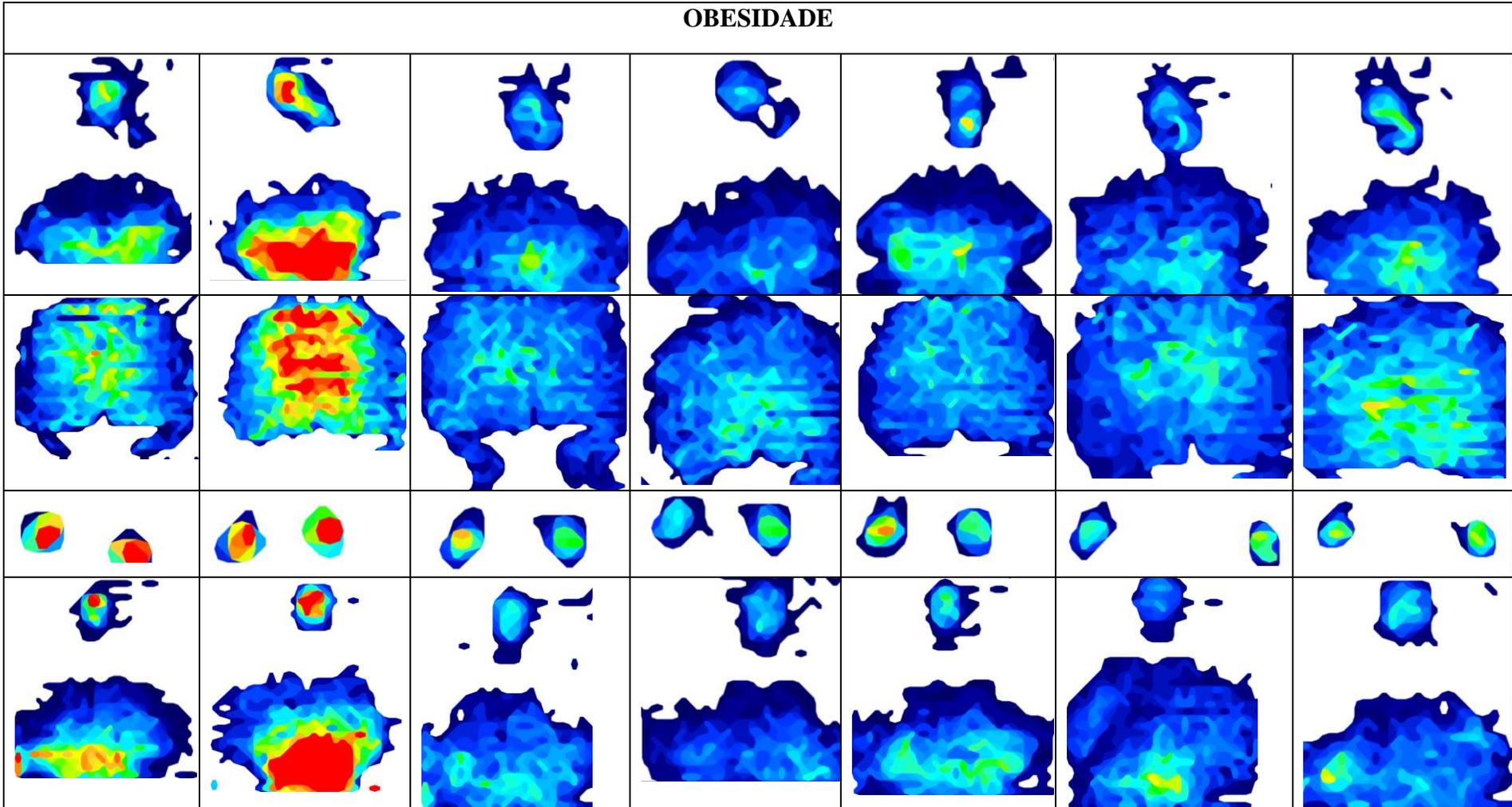


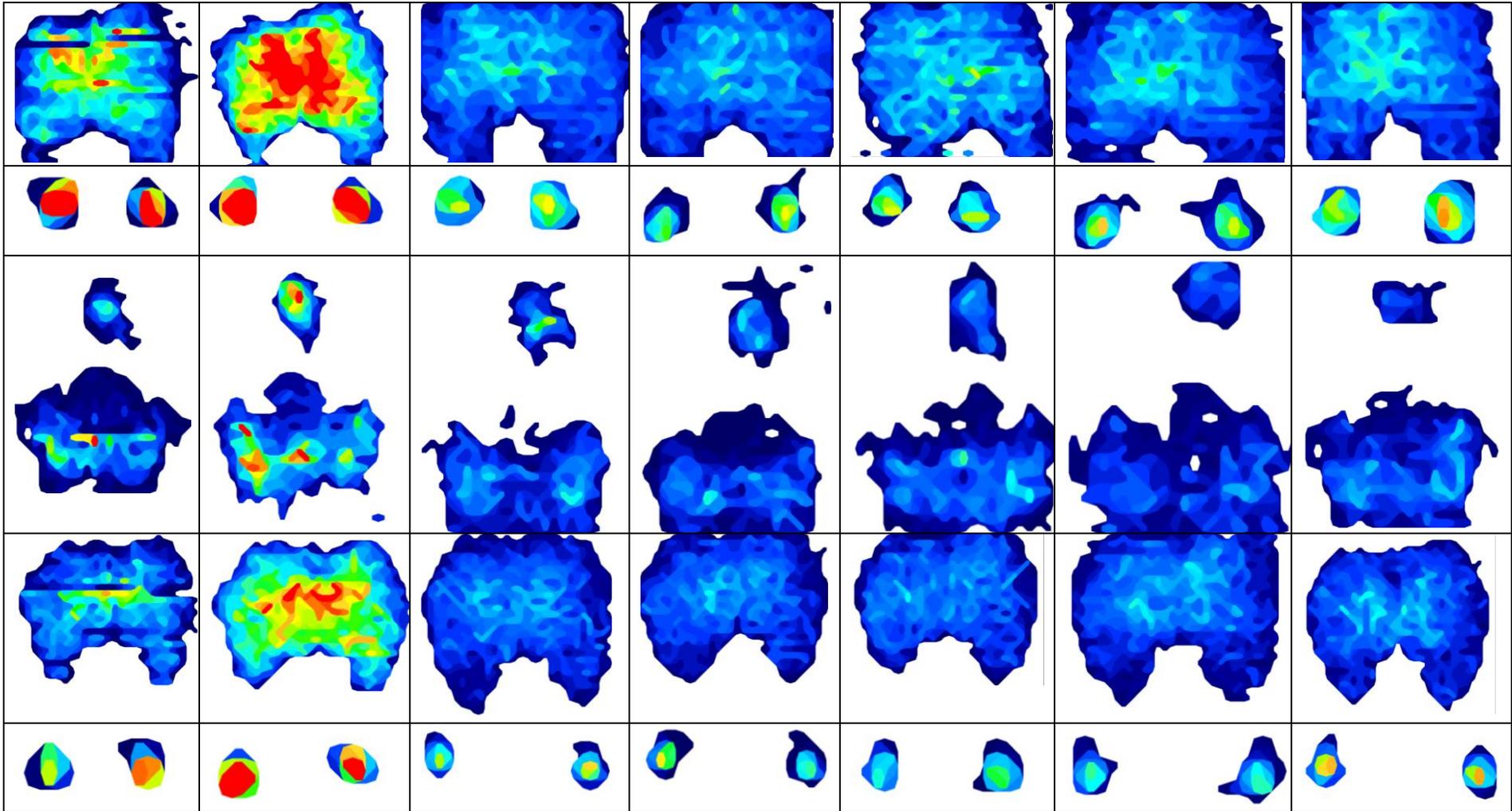


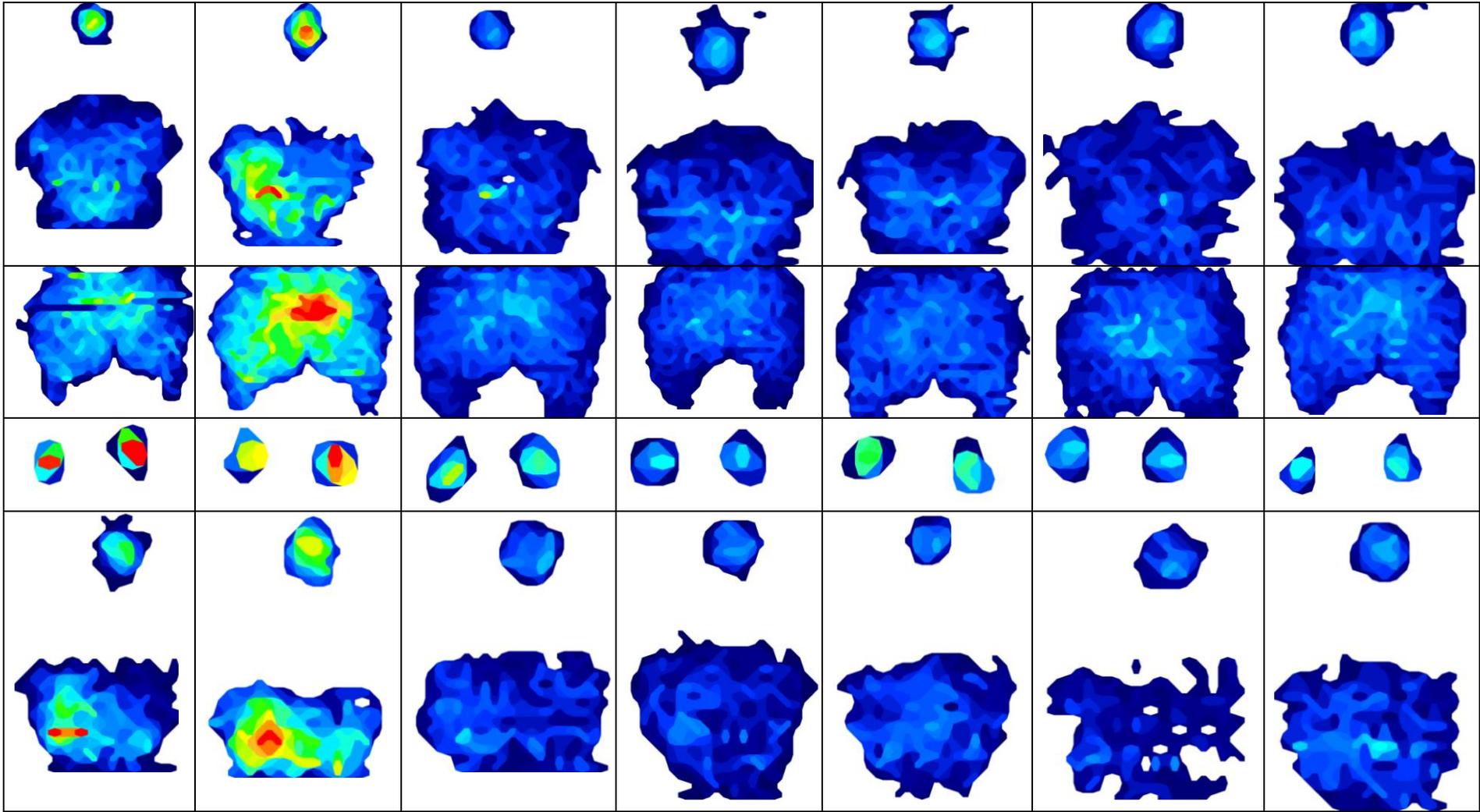


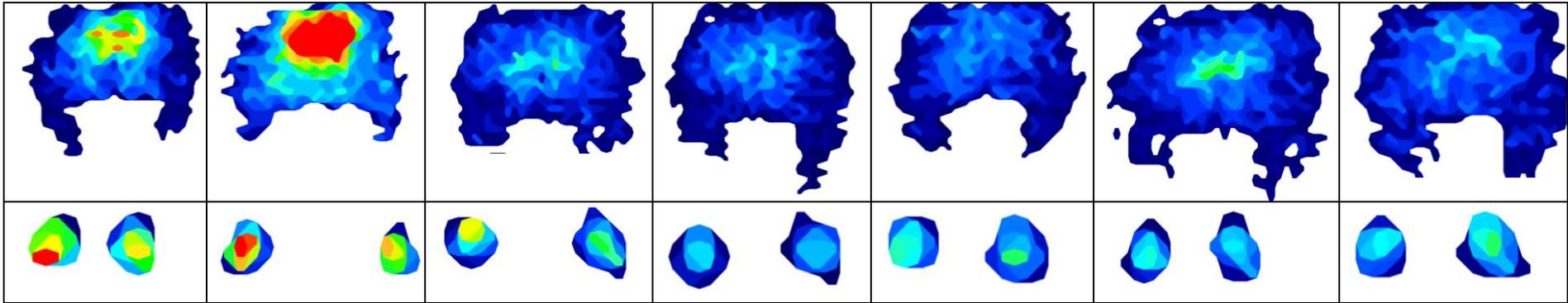


OBESIDADE









APÊNDICE D - INSTRUMENTO DE COLETA DE DADOS

Parte I – Identificação					
A. Número do Instrumento: _____ B. Data: ____/____/____					
C. Número do participante: _____ D. Iniciais: _____					
E. Idade: _____ anos F. Sexo: 1. () Feminino 2. () Masculino					
Parte II - Antropometria					
G. Peso: ____kg H. Altura: ____cm I. IMC: ____ Kg/m ²					
J. Classificação Nutricional-IMC: 1. () Baixo Peso 2. () Eutrófico 3. () Sobrepeso 4. () Obesidade					
Parte III - Avaliação da força e pressão					
REGIÃO	OCCIPTAL	SUBESCAPULAR	SACRAL	CALCÂNEO D	CALCÂNEO E
MESA DE OPERAÇÃO PADRÃO	F:	F:	F:	F:	F:
	PB:	PB:	PB:	PB:	PB:
	PPmáx:	PPmáx:	PPmáx:	PPmáx:	PPmáx:
	PPmed:	PPmed:	PPmed:	PPmed:	PPmed:
SELADA 28	F:	F:	F:	F:	F:
	PB:	PB:	PB:	PB:	PB:
	PPmáx:	PPmáx:	PPmáx:	PPmáx:	PPmáx:
	PPmed:	PPmed:	PPmed:	PPmed:	PPmed:
SELADA 33	F:	F:	F:	F:	F:
	PB:	PB:	PB:	PB:	PB:
	PPmáx:	PPmáx:	PPmáx:	PPmáx:	PPmáx:
	PPmed:	PPmed:	PPmed:	PPmed:	PPmed:
SELADA 45	F:	F:	F:	F:	F:
	PB:	PB:	PB:	PB:	PB:
	PPmáx:	PPmáx:	PPmáx:	PPmáx:	PPmáx:
	PPmed:	PPmed:	PPmed:	PPmed:	PPmed:

SOFT 18	F: PB: PPmáx: PPmed:	F: PB: PPmáx: PPmed:	F: PB: PPmáx: PPmed:	F: PB: PPmáx: PPmed:	F: PB: PPmáx: PPmed:
SOFT 28	F: PB: PPmáx: PPmed:	F: PB: PPmáx: PPmed:	F: PB: PPmáx: PPmed:	F: PB: PPmáx: PPmed:	F: PB: PPmáx: PPmed:

Força (F); Pressão da Área do Box (PB); Pressão de Pico Máxima (PPmáx); Pressão de Pico Média (PPmed)

ANEXO 01 - CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO DA BALANÇA



Certificado de Calibração Laboratório Medição Uberlândia

Certificado: 82552/16

Data Calibração: 03/06/2016

Validade: 06/2017

OS: 355535-A/2016

1 / 2

Solicitante: UNIV.FEDERAL DE UBERLANDIA
AVENIDA JOÃO NAVES DE ÁVILA, 2121, UBERLÂNDIA, MG

Contratante: CLEUDMAR A. ARAÚJO - PGPTA 59/2014

Características do Instrumento

Descrição: BALANÇA SEMI-ANALÍTICA

Identificação: 05062100065651

Marca: INSTRUTERM

Modelo: BD-450

Nº. Serie: 05062100065651

Condições Ambientais:

Serviço executado nas instalações permanentes do Laboratório.

Temperatura: 25,0 °C ± 1 °C

Umidade: 55 %ur ± 5%ur

Procedimentos

Calibração Executada conforme: ITTEC034

Revisão: 3

Padrões

Identificação	Marca	Certificado	Calibrado por	Validade
PTG-0645	JKWAAGEN	MA 175_05_15	PADRÃO BALANÇAS	05/2017
PTO-0619	TFA	PTO061926/11/15	MEDIÇÃO-CAL0183	11/2016

Resultados Obtidos

CARGA

Faixa de Uso: 0,00 a 1000,00 g

Faixa de Indicação: 0,00 a 1000,00 g

Resolução: 0,01 g

V.R	V.I	Erro de Medição	Incerteza Expandida	Incerteza Expandida + Erro	(k)	Veff
g	g	g	g	g		
1,00	0,99	-0,01	0,01	0,02	2,00	Infinito
5,00	4,99	-0,01	0,01	0,02	2,00	Infinito
10,00	9,99	-0,01	0,01	0,02	2,00	Infinito
20,00	19,99	-0,01	0,01	0,02	2,00	Infinito
50,00	49,96	-0,04	0,01	0,05	2,00	Infinito
100,00	99,90	-0,10	0,01	0,11	2,00	Infinito
400,00	399,65	-0,35	0,01	0,36	2,00	Infinito
500,00	499,56	-0,44	0,01	0,45	2,00	Infinito
700,00	699,37	-0,63	0,02	0,65	2,00	Infinito
1000,00	999,11	-0,89	0,02	0,91	2,00	Infinito

O CONTEÚDO APRESENTADO NESTE DOCUMENTO/REGISTRO TEM SIGNIFICADO RESTRITO E SE APLICA SOMENTE A ESTA SITUAÇÃO. É PROIBIDA A REPRODUÇÃO TOTAL OU PARCIAL DO MESMO SEM A AUTORIZAÇÃO DO EMITENTE.

ESTE DOCUMENTO/REGISTRO É UMA CÓPIA DA VERSÃO ORIGINAL EM FORMATO DIGITAL DISPONÍVEL EM WWW.MILORD.COM.BR.

ANEXO 02 - CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO DA RÉGUA


MEDIÇÃO
 SOLUÇÕES METROLÓGICAS INTEGRADAS

Certificado de Calibração
Laboratório Medição Uberlândia

Certificado: 49599/16

Data Calibração: 07/04/2016

OS: 348036-A/2016

1 / 2

 Solicitante: UNIV.FEDERAL DE UBERLANDIA
 AVENIDA JOÃO NAVES DE ÁVILA, 2121, UBERLÂNDIA, MG

Contratante: O MESMO

Características do Instrumento

Descrição: RÉGUA GRADUADA

Identificação: RG-01

Marca: ZAAS

Condições Ambientais:

Serviço executado nas instalações permanentes do Laboratório.

Temperatura: 23,2 °C ± 1 °C Umidade: 25 %ur ± 5%ur

Procedimentos

Calibração Executada conforme: ITTEC029

Revisão: 3

Padrões

Identificação

PTM-0697 REGUA GRADUADA
PTM-0698 LUPA GRADUADAMarca
VONDER
CELCOCertificado
2141/13
2116/13Calibrado por
SENAI-CAL0154
SENAI-CAL0154Validade
12/2016
12/2016

Resultados Obtidos

COMPRIMENTO(mm)

Faixa de Uso: 0,0 a 1000,0 mm

Faixa de Indicação: 0,0 a 1000,0 mm

Resolução: 0,5 mm

V.I	V.R	Erro de Medição	Incerteza Expandida	Incerteza Expandida + Erro	(k)	Veff
mm	mm	mm	mm	mm		
0,0	0,00	0,00	0,13	0,13	2,00	Infinito
10,0	10,00	0,00	0,13	0,13	2,00	Infinito
50,0	50,00	0,00	0,13	0,13	2,00	Infinito
100,0	100,00	0,00	0,13	0,13	2,00	Infinito
200,0	200,01	-0,01	0,13	0,14	2,00	Infinito
500,0	500,01	-0,01	0,13	0,14	2,00	Infinito
700,0	700,01	-0,01	0,13	0,14	2,00	Infinito
1000,0	1000,02	-0,02	0,13	0,15	2,00	Infinito

O CONTEÚDO APRESENTADO NESTE DOCUMENTO/REGISTRO TEM SIGNIFICADO RESTRITO E SE APLICA SOMENTE A ESTA SITUAÇÃO. É PROIBIDA A REPRODUÇÃO TOTAL OU PARCIAL DO MESMO SEM A AUTORIZAÇÃO DO EMITENTE.

COPIA DA ÚNICA VERSÃO ORIGINAL EM FORMATO DIGITAL DISPONÍVEL EM WWW.MILORD.COM.BR.



Certificado de Calibração
Laboratório Medição Uberlândia

Certificado: 49599/16

Data Calibração: 07/04/2016

OS: 348036-A/2016

2 / 2

Observações Gerais

NÃO HOUVE AJUSTE

- V.I: Valor Indicado no instrumento na unidade do mesmo.
- V.R: Valor de Referência na unidade de medição do padrão.
- A incerteza expandida de medição relatada é declarada como a incerteza padrão de medição multiplicada pelo fator de abrangência k, o qual para uma distribuição t com V_{eff} graus de liberdade efetivos corresponde a uma probabilidade de abrangência de aproximadamente 95%. A incerteza padrão da medição foi determinada de acordo com a publicação EA-4/02.
- A condição de Aprovado/Reprovado se restringe apenas as grandezas metroológicas do instrumento, sendo que o limite de erro especificado para esta condição é de responsabilidade do Cliente.
- A operação de ajuste / regulagem não faz parte do escopo dos serviços
- A validade de calibração do instrumento, quando apresentada neste certificado, é de responsabilidade do cliente.

Endereço de Emissão: RUA DIVINO LUCAS MARTINS - Bairro: SARAIVA - UBERLANDIA - MG
Data de emissão: 07 de abril de 2016

Assinado Eletronicamente
LEANDRO SILVA DE BASTOS
Gerente Técnico



Digitally signed by LEANDRO
SILVA DE BASTOS:09319225699
Date: 2016.04.07 16:42:00 -03:00
Reason: Certificado de Calibração
Location: Laboratorio Medicao
Uberlandia

O CONTEÚDO APRESENTADO NESTE DOCUMENTO/REGISTRO TEM SIGNIFICADO RESTRITO E SE APLICA SOMENTE A ESTA SITUAÇÃO. É PROIBIDA A REPRODUÇÃO TOTAL OU PARCIAL DO MESMO SEM A AUTORIZAÇÃO DO EMITENTE.

ESTE DOCUMENTO/REGISTRO É UMA CÓPIA DA VERSÃO ORIGINAL EM FORMATO DIGITAL DISPONÍVEL EM WWW.MILORD.COM.BR.

ANEXO 03 - CERTIFICADO DE CALIBRAÇÃO DO PAQUÍMETRO



Certificado de Calibração Laboratório Medição Uberlândia

Certificado: 52580/17

Data Calibração: 05/04/2017

Validade: 04/2018

OS: 401217-A/2017

1 / 2

Solicitante: UNIV.FEDERAL DE UBERLANDIA
AVENIDA JOÃO NAVES DE ÁVILA, 2121, UBERLÂNDIA, MG

Contratante: O MESMO

Características do Instrumento

Descrição: PAQUÍMETRO

Identificação: PQ-01

Marca: DIGIMESS

Condições Ambientais:

Serviço executado nas instalações permanentes do Laboratório.

Temperatura: 25,0 °C ± 1 °C Umidade: 38 %ur ± 5%ur

Procedimentos

Calibração Executada conforme: ITTEC006

Revisão: 3

Padrões

Identificação	Marca	Certificado	Calibrado por	Validade
PTM-0680 ANEL LISO PADRÃO	DIGIMESS	164/17	SENAI-CAL0154	02/2020
PTM-0685 JOGO DE BLOCO PADRAO	DIGIMESS	01229/17	MITUTOYOICAL0031	03/2020

Resultados Obtidos

BATENTE

Faixa de Uso: 0,00 a 150,00 mm

Faixa de Indicação: 0,00 a 150,00 mm Resolução: 0,05 mm

V.R	V.I	Erro de Medição	Incerteza Expandida	Incerteza Expandida + Erro	(k)	Veff
mm	mm	mm	mm	mm		
25,00	25,00	0,00	0,01	0,01	2,00	Infinito
50,00	50,00	0,00	0,01	0,01	2,00	Infinito
100,00	100,00	0,00	0,01	0,01	2,00	Infinito
120,00	120,00	0,00	0,01	0,01	2,00	Infinito
150,00	150,05	0,05	0,01	0,06	2,00	Infinito

ENCOSTO

Faixa de Uso: 0,00 a 150,00 mm

Faixa de Indicação: 0,00 a 150,00 mm Resolução: 0,05 mm

V.R	V.I	Erro de Medição	Incerteza Expandida	Incerteza Expandida + Erro	(k)	Veff
mm	mm	mm	mm	mm		
50,00	49,95	-0,05	0,01	0,06	2,00	Infinito

ORELHA

Faixa de Uso: 0,00 a 150,00 mm

Faixa de Indicação: 0,00 a 150,00 mm Resolução: 0,05 mm

V.R	V.I	Erro de Medição	Incerteza Expandida	Incerteza Expandida + Erro	(k)	Veff
mm	mm	mm	mm	mm		
50,00	50,00	0,00	0,01	0,01	2,00	Infinito

O CONTEÚDO APRESENTADO NESTE DOCUMENTO/REGISTRO TEM SIGNIFICADO RESTRITO E SE APLICA SOMENTE A ESTA SITUAÇÃO. É PROIBIDA A REPRODUÇÃO TOTAL OU PARCIAL DO MESMO SEM A AUTORIZAÇÃO DO EMITENTE.

ESTE DOCUMENTO/REGISTRO É UMA CÓPIA DA VERSÃO ORIGINAL EM FORMATO DIGITAL DISPONÍVEL EM WWW.MILORD.COM.BR.



Certificado de Calibração Laboratório Medição Uberlândia

Certificado: 52580/17

Data Calibração: 05/04/2017

Validade: 04/2018

OS: 401217-A/2017

2 / 2

VARETA

Faixa de Uso: 0,00 a 150,00 mm

Faixa de Indicação: 0,00 a 150,00 mm Resolução: 0,05 mm

V.R	V.I	Erro de Medição	Incerteza Expandida	Incerteza Expandida + Erro	(k)	Veff
mm	mm	mm	mm	mm		
50,00	49,95	-0,05	0,01	0,06	2,00	Infinito

Observações Gerais

NÃO HOUVE AJUSTE

- V.R: Valor de Referência na unidade de medição do padrão.
- V.I: Valor médio indicado no instrumento na unidade de medição do mesmo.
- A incerteza expandida de medição relatada é declarada como a incerteza padrão de medição multiplicada pelo fator de abrangência k, o qual para uma distribuição t com Veff graus de liberdade efetivos corresponde a uma probabilidade de abrangência de aproximadamente 95%. A incerteza padrão da medição foi determinada de acordo com a publicação EA-4/02.
- A condição de Aprovado/Reprovado se restringe apenas as grandezas metroológicas do instrumento, sendo que o limite de erro especificado para esta condição é de responsabilidade do Cliente.
- A operação de ajuste / regulagem não faz parte do escopo dos serviços
- A validade de calibração do instrumento, quando apresentada neste certificado, é de responsabilidade do cliente.

Endereço de Emissão: RUA DIVINO LUCAS MARTINS - Bairro: SARAIVA - UBERLÂNDIA - MG
Data de emissão: 05 de abril de 2017

Assinado Eletronicamente
MARCOS ANTÔNIO SOUSA
Gerente Técnico



Digitally signed by MARCOS
ANTONIO SOUSA.06853349610
Date: 2017.04.06 08:11:08 -03:00
Reason: Certificado de Calibração
Location: Laboratorio Medicao
Uberlandia

O CONTEÚDO APRESENTADO NESTE DOCUMENTO/REGISTRO TEM SIGNIFICADO RESTRITO E SE APLICA SOMENTE A ESTA SITUAÇÃO. É PROIBIDA A REPRODUÇÃO TOTAL OU PARCIAL DO MESMO SEM A AUTORIZAÇÃO DO EMITENTE.

ESTE DOCUMENTO/REGISTRO É UMA CÓPIA DA VERSÃO ORIGINAL EM FORMATO DIGITAL DISPONÍVEL EM WWW.MILORD.COM.BR.