

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE PONTA GROSSA
SETOR DE CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM CIÊNCIAS DA SAÚDE

ANDRE ESMANHOTTO

PERFURAÇÃO DE IMOBILIZAÇÕES ORTOPÉDICAS EM GESSO
TRADICIONAL E SINTÉTICO E CONSEQUÊNCIAS SOBRE A RESISTÊNCIA
MECÂNICA

PONTA GROSSA

2022

ANDRE ESMANHOTTO

PERFURAÇÃO DE IMOBILIZAÇÕES ORTOPÉDICAS EM GESSO
TRADICIONAL E SINTÉTICO E CONSEQUÊNCIAS SOBRE A RESISTÊNCIA
MECÂNICA

Dissertação apresentada ao Setor de Ciências Biológicas e da Saúde da Universidade Estadual de Ponta Grossa para obtenção do Título de Mestre em Ciências da Saúde, área de concentração Atenção Interdisciplinar em Saúde

Orientador: Professor Doutor Luís Antonio Pinheiro

Coorientadora: Professora Doutora Andressa Novatski

PONTA GROSSA

2022

E76 Esmanhotto, Andre
Perfuração de imobilizações ortopédicas em gesso tradicional e sintético e consequências sobre a resistência mecânica / Andre Esmanhotto. Ponta Grossa, 2022.

51 f.

Dissertação (Mestrado em Ciências da Saúde - Área de Concentração: Atenção Interdisciplinar em Saúde), Universidade Estadual de Ponta Grossa.

Orientador: Prof. Dr. Luís Antonio Pinheiro.

Coorientadora: Profa. Dra. Andressa Novatski.

1. Imobilização. 2. Moldes cirúrgicos. 3. Resistência de materiais. 4. Aparelhos ortopédicos. 5. Inovação. I. Pinheiro, Luís Antonio. II. Novatski, Andressa. III. Universidade Estadual de Ponta Grossa. Atenção Interdisciplinar em Saúde. IV.T.

CDD: 616.7

ANDRE ESMANHOTTO

PERFURAÇÃO DE IMOBILIZAÇÕES ORTOPÉDICAS EM GESSO TRADICIONAL E SINTÉTICO E CONSEQUÊNCIAS SOBRE A RESISTÊNCIA MECÂNICA

Dissertação apresentada para obtenção do título de Mestrado na Universidade Estadual de Ponta Grossa, Área de concentração: Atenção Interdisciplinar em Saúde

Ponta Grossa, 21 de dezembro de 2022.



Prof. Dr. Luís Antonio Pinheiro – Orientador, Doutor em Engenharia e Ciência de Materiais - Universidade Estadual de Ponta Grossa



Profa. Dra. Simone do Rocio Ferraz Sabino, Doutora em Engenharia e Ciência de Materiais - Universidade Tecnológica Federal do Paraná



Profa. Dra. Shelon Cristina Souza Bandeca, Doutora em Odontologia - Universidade Estadual de Ponta Grossa

Dedico este trabalho à minha amada esposa, minha grande incentivadora neste mestrado, e aos meus amados filhos, motivos de grande alegria e força.

AGRADECIMENTOS

Principalmente à Deus, pelo ânimo e oportunidades.

À minha esposa e aos meus filhos, pelo amor incondicional.

Aos meus pais e irmãos, pelos exemplos que são.

À Universidade Estadual de Ponta Grossa, e ao Programa de Pós Graduação em Ciências da Saúde, pela oportunidade de realizar o curso.

Ao meu orientador, Professor Doutor Luís Antônio Pinheiro, agradeço em especial, pela oportunidade, pelo apoio e pela confiança em minhas ideias.

À minha coorientadora, Professora Doutora Andressa Novatski, pela oportunidade e pelo apoio.

À coordenadora do Programa de Pós Graduação em Ciências da Saúde, Prof. Dr^a. Dionízia Xavier Scomparim, exemplo de competência e simpatia.

Aos demais Doutores e Mestres deste Programa de Pós-graduação, cujos conhecimentos e técnicas transmitiram e ajudaram-me a completar esta caminhada.

RESUMO

A confecção de imobilizações ortopédicas é procedimento frequente em pronto socorro. Tais imobilizações são tradicionalmente confeccionadas em gesso tradicional (sulfato de cálcio) ou em gesso sintético (fibra de vidro e poliuretano), em formato circunferencial fechado, não permitindo a ventilação do membro imobilizado, deste modo causando mal cheiro, prurido, ressecamento da pele, sensação de calor, impedindo a higiene e a visualização da pele, predispondo e agravando infecções e reações cutâneas. No sentido de superar estes inconvenientes, a indústria de materiais ortopédicos tem lançando produtos novos com múltiplas perfurações, a fim de se obter melhor ventilação da pele e permitir a inspeção da superfície do membro. Entretanto, tais produtos têm alto custo e pouca disponibilidade. Neste contexto, questiona-se tais perfurações poderiam ser realizadas em materiais comumente utilizados na ortopedia: gesso tradicional e gesso sintético. O objetivo deste trabalho foi estudar as consequências mecânicas da perfuração do gesso tradicional e gesso sintético, como um primeiro passo no sentido do desenvolvimento de imobilizações perfuradas neste tipo de material, já que não foram encontrados trabalhos prévios a este respeito. Considerando-se que o gesso sintético tem resistência mecânica superior ao gesso tradicional, a hipótese é de que o gesso sintético, mesmo após ser perfurado, ainda tenha resistência próxima ao gesso tradicional, o que viabilizaria seu uso, mesmo perfurado. Foram realizados ensaios de laboratório em máquinas de flexão em 3 pontos e de impacto, com amostras de gesso tradicional, gesso sintético e gesso sintético perfurado. Os resultados mostram que o gesso sintético, mesmo perfurado, mantém resistência mecânica em níveis próximos ao gesso tradicional. Entretanto, são necessários estudos adicionais sobre o tamanho, localização, formato e modo de confecção das perfurações.

Palavras-chave: Imobilização, resistência de materiais, moldes cirúrgicos, aparelhos ortopédicos, inovação

ABSTRACT

Orthopaedic immobilization is a frequently performed procedure in emergency rooms. Traditionally, a circular closed cast made of plaster of Paris or fiberglass is made, in a circular closed shape, not allowing ventilation of the immobilized limb and causing bad smell, itching, skin dryness and feeling of heat, also preventing hygiene and visualization of the skin status, predisposing and aggravating infections and skin reactions. In order to overcome these drawbacks, the orthopaedic materials industry has been releasing new products with multiple perforations, however, such materials are expensive and little available. In this context, it is questionable whether such perforations could be performed in materials commonly used in orthopaedics: plaster of Paris and fiberglass. The aim of this study was testing the mechanical the mechanical consequences of that such perforations on plaster of Paris and fiberglass, as a first step towards the development of perforated immobilizations in this type of material. Considering that fiberglass has greater mechanical resistance than plaster of Paris, the hypothesis is that perforated fiberglass has similar resistance to plaster of Paris. Three-point bending and impact tests were performed with samples of unperforated plaster, fiberglass plaster and perforated fiberglass plaster. The results show that synthetic plaster, even perforated, maintains mechanical resistance at levels close to plaster of Paris. Additional studies are needed.

Keywords: Immobilization, material Resistance, surgical casts, orthotic devices, diffusion of Innovation

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - As mais antigas imobilizações ortopédicas.....	14
Figura 2 - Método turco de imobilização gessada.....	16
Figura 3 - Serragem de madeira e termoplástico (Woodcast®).....	21
Figura 4 - Malha tubular trançada de elastano e poliéster, impregnada com resina de poliuretano (HM Cast®).....	22
Figura 5 - Tubulação de silicone em formato de rede (Cast21®).....	23
Figura 6 - Imobilização feita por impressora 3D.....	24
Figura 7 - Amostras feitas com manequim de plástico.....	28
Figura 8 - Amostras dos testes de flexão em 3 pontos.....	30
Figura 9 - Atadura de gesso.....	32
Figura 10 - Esquema das perfurações realizadas nas amostras dos testes de flexão em 3 pontos.....	34
Figura 11 - Amostras dos testes de impacto.....	35
Figura 12 - Teste de flexão em 3 pontos.....	37
Figura 13 – Teste de impacto.....	39

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Resultados dos testes de flexão com gesso tradicional.....	40
Tabela 2 – Resultados dos testes de flexão com gesso sintético.....	40
Tabela 3 – Resultados dos testes de flexão com gesso sintético perfurado.....	41
Tabela 4 - Flexão em três pontos analisada pelo teste de Tukey.....	42
Tabela 5 - Resultados dos testes de impacto com gesso tradicional.....	43
Tabela 6 - Resultados dos testes de impacto do gesso sintético perfurado.....	43
Tabela 7 - Resistência ao impacto analisada pelo teste de Tukey.....	45

LISTA DE SIGLAS

3D - Tridimensional

FVPU - Fibra de vidro de Poliuretano

HTTP - Ttermoplásticos de alta temperatura

LTTP - Termoplásticos de baixa temperatura

MDI – Metileno difenil diisocianato

PVC - Policloreto de vinil

RI – Resistência ao impacto

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	11
2 OBJETIVOS	11
2.1 OBJETIVO GERAL.....	12
2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	12
3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	12
3.1 INTRODUÇÃO ÀS FRATURAS E AO TRATAMENTO COM IMOBILIZAÇÃO.....	12
3.2 HISTÓRIA DOS MATERIAIS DE IMOBILIZAÇÃO ORTOPÉDICA.....	13
3.3 COMPARAÇÃO ENTRE O GESSO TRADICIONAL E O GESSO SINTÉTICO..	20
3.4 PERSPECTIVA ATUAL DOS MATERIAIS DE IMOBILIZAÇÃO ORTOPÉDICA.	21
3.5 A IMOBILIZAÇÃO IDEAL.....	24
3.6 VANTAGENS DAS IMOBILIZAÇÕES ORTOPÉDICAS PERFURADAS.....	26
4 MATERIAIS E MÉTODOS	28
4.1 MATERIAIS DOS TESTES DE FLEXÃO EM 3 PONTOS.....	28
4.2 MATERIAIS DOS TESTES DE IMPACTO.....	35
4.3 MÉTODOS DOS TESTES DE FLEXÃO EM 3 PONTOS.....	37
4.4 MÉTODOS DOS TESTES DE IMPACTO.....	39
5 RESULTADOS	40
5 RESULTADOS DOS TESTES DE FLEXÃO EM 3 PONTOS.....	40
5.2 RESULTADOS DOS OS TESTES DE IMPACTO.....	43
6 DISCUSSÃO	45
7 CONCLUSÕES	47
REFERÊNCIAS	47

1 INTRODUÇÃO

A imobilização de membro acometido por trauma ou doença, é procedimento bastante frequente em ambiente de pronto socorro. Trata-se de medida terapêutica eficaz para a produção de analgesia e cicatrização tecidual, mediante bloqueio do movimento articular (DRESING; TRAFTON; ENGELEN, 2014).

Esta imobilização é habitualmente confeccionada com gesso tradicional ou gesso sintético, em formato circular fechado, o que impede a higiene, a visualização da pele e dificulta a ventilação do membro, causando mal cheiro, coceira e sensação de calor, além de dificultar o diagnóstico de isquemia, infecção e reações cutâneas (COURT-BROWN *et al*, 2015).

Entretanto, nas últimas décadas tem-se observado o desenvolvimento de produtos alternativos, destinados à imobilização ortopédica mas com estrutura em forma de rede, isto é, com múltiplas aberturas, em substituição às tradicionais imobilizações circulares fechadas (CHEN *et al.*, 2017). Apesar disto, ainda há limitações para seu uso em maior escala, em razão de que estes novos produtos ou necessitam dos recursos de tecnologia de impressão 3D, ainda pouco disponíveis, ou são pré-fabricados e, portanto, não customizáveis para a anatomia específica do paciente.

Neste contexto, questiona-se seria viável a confecção de imobilização com materiais mais usados como o gesso tradicional (sulfato de cálcio) ou o gesso sintético (fibra de vidro com poliuretano), mas com múltiplas perfurações, de modo a superar os inconvenientes supracitados (i.e., dificuldade de ventilação, e higiene, etc.), mas de outro modo, sem enfraquece-la demais, a ponto de permitir sua quebra.

Deste modo, como um primeiro passo neste sentido, este trabalho pretende estudar as consequências que tais perfurações causam sobre a resistência mecânica da imobilização. Não foram encontrados trabalhos similares nas bases de dados Capes, Scielo e Pubmed.

2 OBJETIVOS

2.1 OBJETIVO GERAL

Estudar as consequências mecânicas da perfuração de materiais utilizados nas imobilizações ortopédicas.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Confeccionar modelos mecânicos para a simulação do movimento de articulações de membros superiores, principalmente o pulso;
- Realizar perfurações em amostras de gesso tradicional e gesso sintético;
- Estudar em laboratório as consequências mecânicas destas perfurações sobre as amostras;

3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

3.1 INTRODUÇÃO ÀS FRATURAS E AO TRATAMENTO COM IMOBILIZAÇÃO

O esqueleto é a estrutura do corpo humano que age em conjunto com músculos, tendões e ligamentos, a fim de proporcionar os movimentos dos membros, mantê-lo em postura ereta e proteger cavidades, como a cavidade craniana, a caixa torácica e a cavidade pélvica (LIPPERT, 2013).

Formado por minerais depositados em uma matriz de colágeno, células e água, possuem alta rigidez, mas fratura-se quando submetidos à pequenas deformações. Após a fratura, inicia-se um processo biológico de formação de calo e remodelação óssea, a fim de restaurar o tecido lesado.

Este processo biológico de reparação da fratura exige certo grau de estabilidade no local da fratura sob carga fisiológica, de modo que o tecido de reparação em formação una os fragmentos fraturados (RUEDI; BUCKLEY; CHRISTOPHER, 2009).

A falta de estabilidade pode levar a condição patológica de não-união óssea, denominada não-consolidação ou pseudartrose. E aqui, pode-se perceber a principal função das imobilizações: promover estabilidade no foco de fratura (a fim de possibilitar a consolidação óssea) e alívio da dor (GROSSMAN; GILIBERTI; DOLITSKY, 2020). É frase comum entre os ortopedistas que “imobilizar é o melhor analgésico que pode ser prescrito ao paciente”.

Tais imobilizações são mantidas por tempo variável (geralmente entre 3 a 6 semanas) e durante este período, precisam cumprir seu papel de estabilizar a fratura, com o mínimo de desconforto ao paciente.

Tradicionalmente são feitas em gesso (sulfato de cálcio) ou gesso sintético (fibra de vidro impregnada com poliuretano), em formato circular fechado, o que impede a ventilação do membro e a visualização da pele, causando mal cheiro, prurido, ressecamento da pele e dificultando o diagnóstico de reações cutâneas, infecções e isquemias.

Entretanto, nas últimas décadas têm-se observado o surgimento de novos materiais e técnicas com uma característica em comum: a presença de múltiplas perfurações. As perfurações tem o objetivo de superar os inconvenientes

supracitados, permitindo a boa transpiração da pele e a inspeção da superfície do membro.

3.2 HISTÓRIA DOS MATERIAIS DE IMOBILIZAÇÃO ORTOPÉDICA

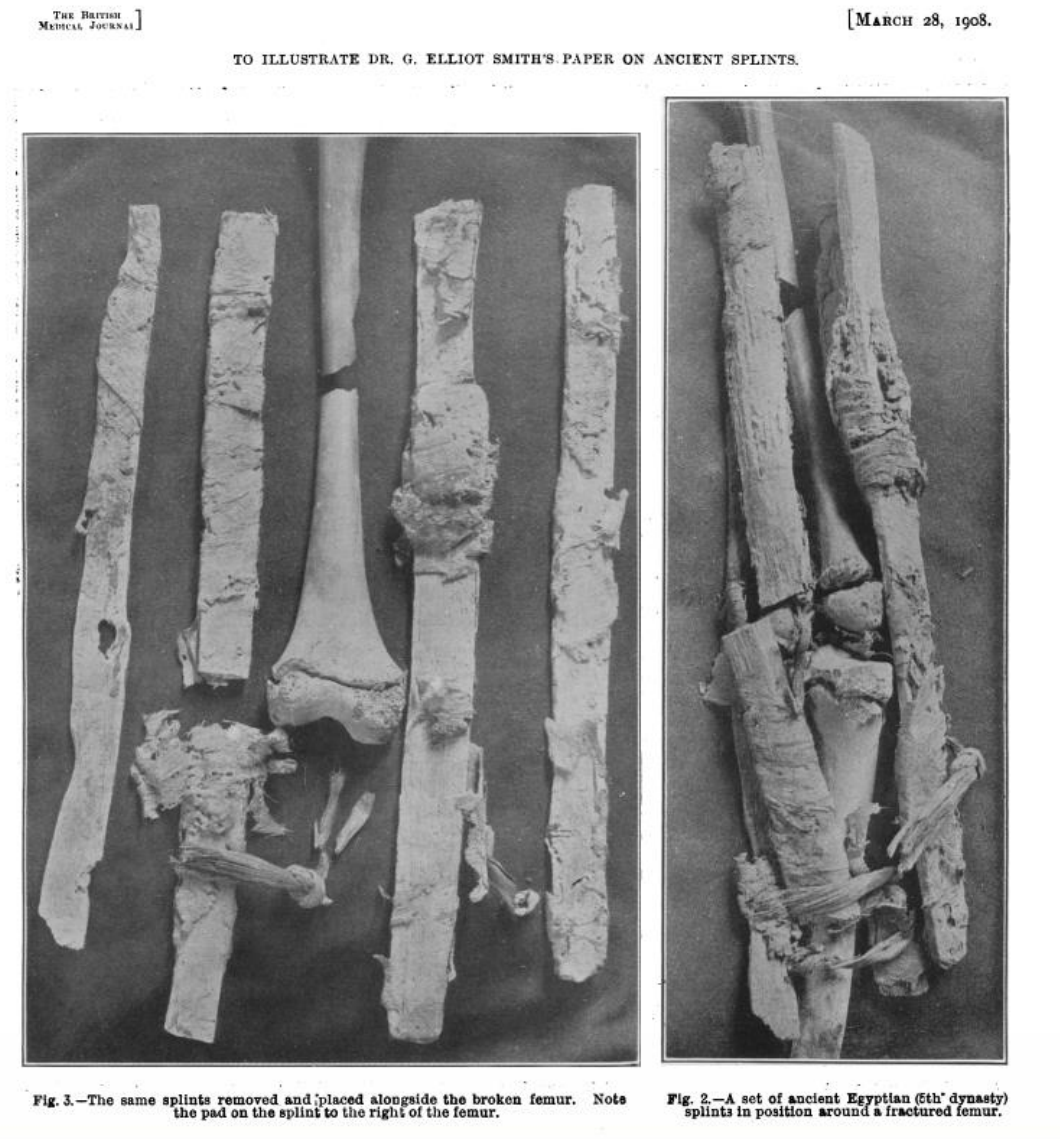
As primeiras imobilizações ortopédicas certamente são muito mais antigas do que temos documentado. O instinto humano de imobilização de um membro porventura traumatizado, deve tê-lo levado, desde o início de sua existência, a buscar materiais e formas para isto. A fuga da dor faz parte da essência do ser humano e imobilizar, via de regra, é o melhor analgésico.

O mais antigo registro de imobilização ortopédica está contido no papiro de Edwin Smith, um pergaminho egípcio datado do século 17 a.C. e conhecido como o "livro cirúrgico mais antigo do mundo". (Edwin Smith Surgical Papyrus of National Library of Medicine, 2022). Este documento descreve, prognostica e orienta o tratamento de 48 diferentes lesões traumáticas. Notadamente em relação às imobilizações ortopédicas, uma das narrativas mais surpreendentes é o caso 35, "Práticas para uma fratura na sua clavícula", no qual o autor orienta:

(...) você o deita, com alguma coisa dobrada entre suas escápulas. Você tem que puxar seus braços para alongar a clavícula, até que a fratura vá para o lugar. Então você faz para ele duas tiras de pano. Então você coloca uma delas dentro do seu braço e a outra abaixo do seu braço.

Em uma tumba egípcia datada de cerca de 2400 a.C., foi descoberta a mais antiga imobilização por tala. Tal descoberta foi descrita no artigo *The Most Ancient Splints* (SMITH, 1908). Neste artigo, G. Elliot Smith descreve o achado de dois conjuntos de talas de madeira em duas tumbas distintas. O primeiro conjunto, imobilizava longitudinal e circunferencialmente uma fratura diafisária de fêmur, com quatro talas de madeira. A madeira estava recoberta e as talas amarradas entre si com duas tiras de linho, uma proximal e outras distal. O segundo conjunto, imobilizava uma fratura diafisária dos ossos do antebraço e era composta por 3 tiras de casca de árvore envoltas em linho, formando uma calha. As tiras envolviam, longitudinal e circunferencialmente, o antebraço e estavam amarradas entre si com faixas de linho, conforme apresentado na figura 1..

Figura 1 - As mais antigas imobilizações ortopédicas



Fonte: SMITH, 1908

O uso de talas de madeira também foi descrito por Hipócrates (460 a.C. - 377 d.C) e depois pelo enciclopedista romano Cornelius Aulus Celsius (25 a.C. - 50 d.C.) (MILNE, 1909). Além do uso de madeira, Hipócrates também descreveu em seu tratado, denominado *Corpus Hipocraticum*, imobilizações feitas em ferro e ataduras de tecido endurecidas com cera e resina (ADAMS, 1849).

A história do uso ortopédico do gesso é mais recente. Em que pese haver documentação do seu uso arquitetônico por egípcios, gregos e romanos há 4000 anos atrás (HERNIGOU, 2016) - em artigos de decoração e como revestimento de paredes -, a primeira descrição do uso de gesso em imobilizações ortopédicas, parece ter sido feita

pelo médico árabe Rhazes Athuriscus (865-925 d.C.), com o uso de faixas de tecido embebidas em cal, gesso e clara de ovo (BACON, 1923). Logo depois, em 970, há descrição do farmacologista persa Abu Mansur Muwaffak, recomendando que fraturas e outras lesões ósseas fossem tratadas com o membro revestido em gesso (HERNIGOU, 2016).

Em 1789, o diplomata britânico William Eton descreveu em seu livro *Survey of the Turkish Empire* (ETON, 1798), a técnica de imobilização gessada que ele havia visto na Turquia durante sua passagem por lá: o paciente em posição deitada e com o membro inferior faturado dentro de uma caixa contendo gesso (vide figura 2). Eton ressaltou a capacidade do gesso em moldar-se ao membro, o rápido endurecimento, a facilidade para sua retirada, a sua inocuidade e a possibilidade de se abrir uma janela no gesso. Esta técnica relatada por ele, foi introduzida na Europa algumas décadas depois, no início do século 19, e lá denominada de *plâtre coulé* ou, em tradução literal, “mergulhar no gesso” (BROWNER *et al.*, 2014).

Figura 2 – Método turco de imobilização gessada



Figure 1-5. Plâtre coulé such as Eaton recorded seeing in Turkey in the 18th century.

Fonte: BROWNER *et al.*, 2014

O cirurgião militar holandês Antonius Mathijssen (1805–1878) é conhecido como o inventor da atadura de gesso (MATHIJSEN, 2007). Mathijssen concebeu o formato de tala composta de dupla camada de algodão ou linho, contendo pó de gesso em seu interior, que após molhada em água, era circunferencialmente colocada sobre o membro fraturado (ASSEN; MEYERDING, 1948). A malha gessada de Mathijssen teve grande aceitação em razão da maior praticidade de aplicação, do endurecimento mais rápido e do menor peso em relação ao *plâtre coulé* (HERNIGOU, 2016).

O formato de gesso em rolos, isto é, de malha impregnada de gesso e enrolada sobre si mesma produzindo um carretel, foi desenvolvida pelo cirurgião francês Jean-François Calot (1861–1944). Ele espalhava gesso em pó em tiras de tela de crinolina e as enrolava frouxamente. O gesso em pó, portanto, ficava solto dentro da malha de crinolina e exigia habilidade para sua aplicação (HERNIGOU, 2016)

A configuração que mais se aproxima das ataduras de gesso como a conhecemos atualmente, vem da década de 20, quando foram adicionadas ao gesso, substâncias como amido, goma, resina, dextrina e polímeros sintéticos, com o objetivo de fixar o gesso à malha, ao invés de solto na forma de pó. Alguns destes aditivos são aceleradores e outros são postergadores do tempo de cura, o que permitiu a fabricação de ataduras de gesso com diferentes características de secagem (ROWLEY; PRATT, 1986) (DEMAIO *et al.*, 2012) (SILFVERSKIOLD, 1989).

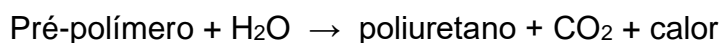
A primeira Guerra mundial (1914-1918) impulsionou o desenvolvimento de peças aeronáuticas de alumínio e, após alguns anos, o alumínio começou a ser utilizado na confecção de imobilizações, tornando-se o material de escolha para a confecção de órteses até a década de 60 (FESS, 2002).

O início da utilização ortopédica dos materiais plásticos ocorreu na década de 30, inicialmente com termoplásticos de alta temperatura (HTTP), i.e., plásticos que exigiam altas temperaturas (150° C) para que se tornassem maleáveis (celuloide, acetobutirato, acetato de celulose e vinil) (FESS, 2002). Em razão disto, o operador tinha que proteger o membro do paciente com várias camadas de tecido ou usar um molde externo.

Em 1950, foi desenvolvido o nitrato de celulose (Celastic®), material que necessitava ser mergulhado em acetona para iniciar seu endurecimento (FESS, 2002).

Entretanto, foi na década de 60, com a produção de termoplásticos de baixa temperatura (LTTP), que os plásticos se tornaram o padrão-ouro na confecção das imobilizações do tipo órteses. O primeiro LTTP foi a borracha de isopreno (Orthoplast®). Mais tarde, na década de 70, vieram a policaprolactona (Aquaplast®, Polyform®, Hexelite®) (HERNIGOU, 2016) (FESS, 2002) (DRESING; TRAFTON; ENGELEN, 2014). Estes materiais são rígidos, mas se tornam moldáveis sob temperaturas de 65-80° C (o que facilita bastante o processo de confecção) e podem ser amolecidos e endurecidos quantas vezes forem necessárias. São leves, mecanicamente resistentes, mais radiotransparentes, têm rápido endurecimento e são resistentes à água, porém tem alto custo e, mesmo nos dias de hoje, são todos importados.

Na década de 70, foi lançado o que alguns chamam de a “2ª geração dos materiais de imobilização ortopédica” (ROWLEY *et al.*, 1985): ataduras compostas por uma malha de fibra de vidro impregnadas com pré-polímero de poliuretano ou com uma resina de poliuretano (metileno difenil diisocianato, sigla MDI), em uma proporção de 55% de malha de fibra de vidro para 45% de poliuretano (DEMAIO *et al.*, 2012) (WYTCH *et al.*, 1987), chamados no Brasil de “gessos sintéticos”. Quando em contato com a água, umidade do ar ou sob aumento de pressão, entram em reação irreversível de endurecimento exotérmico (ROWLEY; PRATT, 1986) (DEMAIO *et al.*, 2012) (GOGOI *et al.*, 2010):



Os primeiros produtos eram pouco moldáveis à superfície do membro imobilizado, o que foi mais tarde atenuado, pelo aumento da flexibilidade da rede de fibra de vidro e pela adição de silicone ao poliuretano (SILFVERSKIOLD, 1989).

Estes materiais compostos de fibra de vidro e poliuretano (FVPU) atualmente se dividem em rígidas ou semi-rígidas. As semi-rígidas tem o propósito de produzirem imobilizações que permitam algum grau de movimentação e caracteristicamente possuem fibras mais espaçadas e de menor diâmetro e uma maior proporção de fibra de vidro em relação ao poliuretano (DAINES *et al.*, 2014), ao contrário das imobilizações rígidas.

Atualmente, as principais marcas de FVPU são: Scotchcast *Plus® - fabricada pela norte-americana 3M Health Care®; Delta Lite Plus® - anteriormente produzida por Johnson and Johnson® mas atualmente produzido pela alemã BSN Medical® e

Cellascast Xtra® - fabricada pela alemã Lohmann & Rauscher®. Excepcionalmente no Brasil, destaca-se a marca Hygia Cast® - fabricada pela sul-coreana Woosan Medical®.

Em relação ao seu custo, atualmente estes materiais são bastante utilizados nos países desenvolvidos e, nestes países, têm preço aproximado ao do gesso (DAINES *et al.*, 2014). Considerando-se que por serem mais duráveis e mais radiotransparentes, necessitam menos manutenção (seja por motivo de quebra, por terem sido molhadas ou retirada para a realização de radiografias) pode-se admitir que seu custo final diminua (HERZIG; MULLER; SCHUREN, 1999) (KOWALSKI; PITCHER; BICKLEY, 2002) (MARSHALL *et al.*, 1992). No Brasil, entretanto, seu custo ainda é cerca de 10 vezes superior ao gesso.

Depois disso, foram lançados ataduras com diferentes combinações de materiais sintéticos (BOWKER; POWELL, 1992): malha de algodão com poliuretano, malha de poliéster com poliuretano, malha de polipropileno com poliuretano, malha de algodão com poliéster termoplástico e malha de algodão com vidro de aluminossilicato e polímero ácido poliacrílico. Entretanto não obtiveram o mesmo sucesso da malha de fibra de vidro impregnada com poliuretano.

Mais tarde, vieram ataduras sintéticas mais flexíveis, contendo uma proporção maior de malha de fibra de vidro (ou malha de poliéster), menos poliuretano, com fibra de menor espessura e com maior espaçamento entre as fibras, produzindo imobilizações semi-rígidas, mais moldáveis e possíveis de serem retiradas em casa, apenas desenrolando-se a bandagem (DAINES *et al.*, 2014).

Em seguida, surgiram trabalhos no sentido de se combinar 2 produtos diferentes na mesma imobilização. Assim são a técnica de *Combicast* (HERZIG; MULLER; SCHUREN, 1999) - que usa uma atadura mais rígida na região da fratura e uma atadura mais flexível no restante da imobilização - e a técnica de *Hybrid Cast* (AGISPARAYAN *et al.*, 2019) (PHLIBIN; GITTINS, 1999), em que a imobilização é feita em 2 camadas: uma camada interna de gesso tradicional e uma camada externa de “gesso sintético”, tentando associar a excelente maleabilidade do gesso às vantagens do gesso sintético.

A partir da década de 90 foram lançados os *Waterproof cast liners*, malhas de tecido sintético (polipropileno, poliéster, poliamida ou polietileno) que fazem as vezes do algodão ortopédico (GUILLEN *et al.*, 2016). Propõem-se a causar menos coceira e mal-cheiro e, em conjunto com as ataduras de fibra de vidro e poliuretano, permitir, com

ressalvas, que toda a imobilização seja imersa em água (DAINES *et al.*, 2014) (SHANNON *et al.*, 2005) (STEVENSON *et al.*, 2013). Também aceleram o tempo de cura da fibra de vidro e poliuretano em 2 a 3 minutos (DEMAIO *et al.*, 2012).

3.3 COMPARAÇÃO ENTRE O GESSO TRADICIONAL E O GESSO SINTÉTICO

O gesso sintético (FVPU), quando comparado ao gesso tradicional (sulfato de cálcio), é mais leve e resistente menos radiopaco, mais resistente à água, tem um tempo de cura mais curto e não se encolhe nem se alonga sob mudança de temperatura, apesar de algumas destas características variarem bastantes entre as diferentes marcas. Existem trabalhos mostrando maior satisfação do paciente com imobilizações em FVPU em relação ao gesso (ROWLEY *et al.*, 1985) (BOWKER; POWELL, 1992) (BERMAN; PARKS, 1990) (GILL; BOWKER, 1982) (WYTCH; ROSS; WARDLAW, 1992) (WYTCH *et al.*, 1987), (INGLIS *et al.*, 2013) (KOWALSKI; PITCHER; BICKLEY, 2002) (GOGOI *et al.*, 2010).

Em relação ao gesso, o gesso sintético possui propriedades mecânicas distintas: é mais flexível (i.e., possuir um módulo de elasticidade menor) e sua resistência mecânica à flexão é significativamente maior, levando à menor chance de falha do material por fadiga (GILL; BOWKER, 1982) (MIHALKO; BEAUDOIN; KRAUSE, 1989). Entretanto, considerando-se que algumas fraturas exigem relativa rigidez para a cicatrização tecidual, o excesso de flexibilidade da imobilização pode ser uma desvantagem e levar à não-consolidação óssea (GILL; BOWKER, 1982).

Como desvantagens, sua moldagem é mais difícil, isto é, tem maior dificuldade em tomar a forma do membro imobilizado, possui risco ocupacional ligado ao MDI, é mais difícil de ser removido e não é biodegradável (DEMAIO *et al.*, 2012) (ROWLEY *et al.*, 1985) (BOWKER; POWELL, 1992) (DAINES *et al.*, 2014) (SUOJALEHTO *et al.*, 2011) (WYTCH *et al.*, 1987) (WYTCH *et al.*, 1988) (ROWLEY; PRATT, 1986) (SHULER; GRISAFI, 2008).

3.4 PERSPECTIVA ATUAL DOS MATERIAIS DE IMOBILIZAÇÃO ORTOPÉDICA

Nos últimos 15 anos, foram lançados materiais distintos, que estão sendo comercializados em baixa escala nos países desenvolvidos, mas que são praticamente desconhecidos aqui no Brasil. Entre eles, parece que se destacam os seguintes:

a) Composto de serragem de madeira e termopástico (*Woodcast*[®]) Apresentado sob o formato de placas, conforme a fig. 3, é aquecido em equipamento próprio, uma espécie de forno, por 3 a 20 minutos (a depender da espessura da placa), amolece ao redor de 62° C, depois é aplicada sobre camada de malha tubular e algodão. Endurece pelo resfriamento do material. Tempo de aplicação de 1 a 5 minutos e resistência final em cerca de 15 minutos. É auto-adesivo quando aquecido, permitindo sua união com outras placas do mesmo material. Não é necessário que o operador use luvas. A retirada é feita com tesoura e serra de gesso. Pode ser reaquecido e remoldado quantas vezes forem necessárias. Possui excepcional radiotransparência, são bastante rígidos, resistentes à água e biodegradáveis (LINDFORS; SALO, 2012) (PIRHONEN; PÄRSSINEN; PELTO, 2013).

Figura 3 - Serragem de madeira e termopástico (*Woodcast*[®])

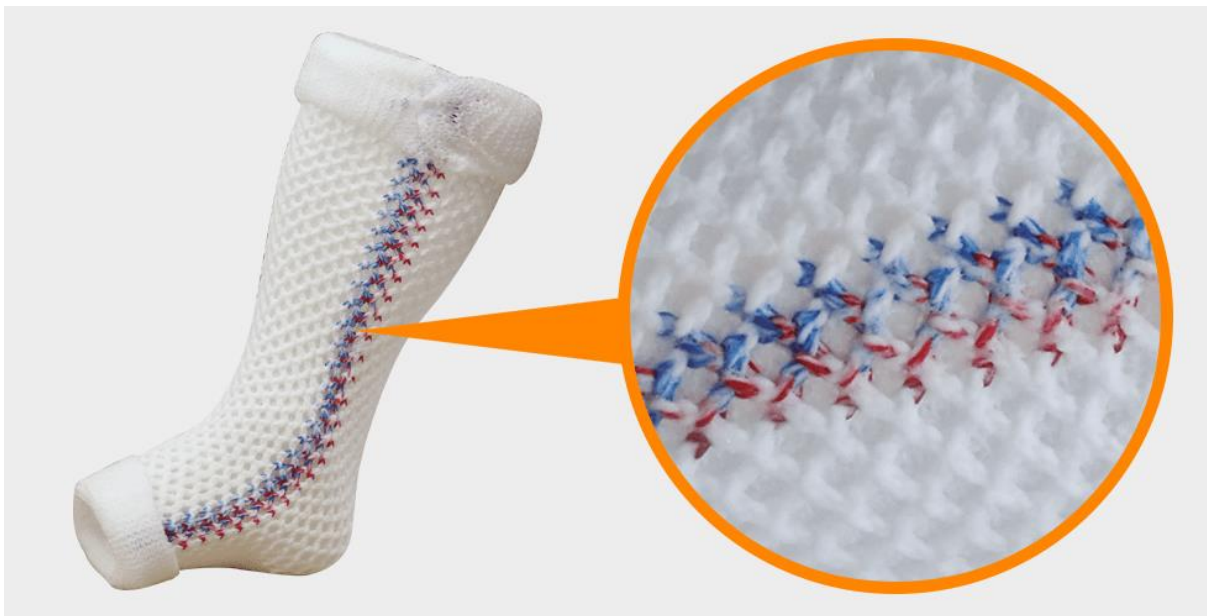


Fonte: www.woodcast.com/woodcast-for-emergency-departments

b) Malha tubular trançada de elastano e poliéster (*HM Cast*[®], *OsteoFx*[®]): impregnada com resina de poliuretano tem a aparência de uma meia de tricô (vide figura 4). O elastano confere elasticidade para que a malha se adapte ao contorno do membro. Devido às múltiplas perfurações, permite boa ventilação do membro imobilizado, teoricamente reduzindo a sensação de calor, o mal-cheiro e a irritação da pele. Entretanto alguns trabalhos científicos (SILVA *et al.*, 2017) (ZHU *et al.*, 2019) mostraram não haver diferença estatisticamente significativa nesses quesitos em relação à imobilização em fibra de vidro. Destaca-se pela extrema facilidade de aplicação:

inicialmente protege-se a pele do paciente com uma malha tubular de polipropileno; em seguida, a malha tubular composta de elastano e poliéster é imersa em água à temperatura entre 20-25° C por 3-5 segundos e então desenrolada sobre o membro. Endurece em cerca de 5 min. e a resistência mecânica final é obtida após 10-15 minutos. É permitida sua imersão em água. Retirada através do uso de serra oscilante de gesso (<https://hmcast.eu/>).

Figura 4 - Malha tubular trançada de elastano e poliéster, impregnada com resina de poliuretano (HM Cast®)



Fonte: www.hmcast.eu

c) Tubulação interligada de silicone em formato de rede (Cast21®): peça única com abertura na qual são injetados sucessivamente 2 líquidos diferentes que, após misturados, entram em reação de solidificação (vide figura 5). Endurece em 10 min. Permite boa ventilação do membro, inclusive com visualização das condições de pele. A aplicação é rápida e permite imersão na água. Retirada com tesoura. Concebida por uma *startup* norte-americana, foi ganhadora de vários prêmios de inovação em saúde e, até o envio deste trabalho para publicação, o produto estava sendo testado em alguns centros de referência, somente na versão de imobilização tipo luva (CAST21).

Figura 5 - Tubulação de silicone em formato de rede (Cast21®)



1. Colocação

2. Preenchimento com resina

3. Acabamento

Fonte: www.cast21.com

d) Impressão 3D: inicialmente o paciente tem o relevo do membro digitalizado por um *Scan 3D*. Esse escaneamento pode ser feito através do uso de infravermelho, laser, câmera fotográfica, tomografia ou ressonância magnética. A informação é processada por um software específico, que determina a estrutura da órtese e então transmite para uma impressora 3D que efetivamente produz a órtese. A imobilização produzida é, portanto, customizada para a anatomia específica daquele paciente. Na prática, são feitos, separadamente, dois gradis plásticos semicircunferenciais que depois são acoplados (vide figura 6). Existe uma dificuldade técnica em se dimensionar a estrutura da órtese naquelas fraturas com desvio, porque o escaneamento 3D de superfície resultaria em uma imobilização deformada. Nesta situação, há trabalho descrito sugerindo-se o escaneamento do membro contralateral (CHEN *et al.*, 2017). Além disso, a impressão leva cerca de 10 horas (KIM; JEONG, 2015). No Brasil já existem empresas produzindo este tipo de imobilização desde 2017, como a Fix It®.

Figura 6 - Imobilização feita por impressora 3D



Fonte: www.exame.com/bussola/com-impressao-3d-fix-it-propoe-tratamento-ortopedico-sustentavel/

Portanto, atualmente o panorama dos materiais de imobilização à disposição da ortopedia é um cenário amplo e em constante evolução e, atualmente, pode-se observar uma tendência de mercado em desenvolver-se imobilizações ortopédicas perfuradas, isto é, com formato de rede, ao contrário da tradicional imobilização circular fechada. Este formato perfurado permite uma melhor ventilação da pele do paciente (teoricamente diminuindo o mal-cheiro, a coceira e a sensação de calor) e permite a visualização da superfície do membro, facilitando o diagnóstico de infecções e reações cutâneas.

3.5 A IMOBILIZAÇÃO IDEAL

As características de uma imobilização ortopédica ideal foram elencadas por este autor e divididas em três grupos: essenciais, importantes e acessórias:

Quadro 1 - Qualidades da imobilização ideal

	a) Atóxica e hipoalergênica
--	-----------------------------

ESSENCIAIS	b) Não encolhe ou dilata durante o endurecimento
	c) Não produz calor em excesso durante o endurecimento
IMPORTANTES	d) Mecanicamente resistente
	e) Leve
	f) Permite ventilação da pele
	g) Permite visualização da pele
	h) Resiste à água
	i) Radiotransparente
	j) Confecção simples
	k) Boa moldabilidade à superfície do membro
	l) Tempo de cura ao redor de 1 a 5 minutos
	m) Retirada simples
	n) Barata
	o) Biodegradável ou reciclável
	ACES-SÓRIAS
q) Esteticamente agradável	

Fonte: o autor, 2022

a) As características ditas “Essenciais” são aquelas sem as quais não podem ser utilizadas em serem humanos. Obviamente devem ser atóxicas e hipoalergênicas, que não tenham grande variação de volume durante o processo de endurecimento (i.e., de cura) do material, o que poderia fazer com que se tornassem muito justas, comprimindo o membro ou, ao contrário, folgadas, neste caso perdendo a sua função de imobilizar. Ademais, aquelas imobilizações que produzem reações exotérmicas durante seu endurecimento (como o gesso), não devem produzi-lo em excesso, de modo que não causem queimaduras na pele.

b) As características denominadas “Importantes” não são essências nem estão presentes em todos os materiais, mas são bastante relevantes e determinam a qualidade da imobilização. A resistência do material deve ser adequada, equilibrando rigidez/resistência à fadiga, de modo que resista ao tempo de imobilização prescrito. Deve ser leve, para que não cause desconforto. Deve permitir a ventilação do membro imobilizado e, conseqüentemente, evitando mal cheiro, prurido, ressecamento da pele e

sensação de calor. Também deve permitir a visualização da pele do membro imobilizado, permitindo o diagnóstico precoce de isquemias, infecções e reações cutâneas. A imobilização ideal também necessita ser resistente à água, para que o paciente possa se banhar, seja durante a higiene ou durante a prática de atividade aquática. Também necessita ser radiotransparente, para que não prejudique a qualidade das imagens radiográficas periodicamente feitas durante o seguimento ambulatorial, até o momento de sua retirada. Deve possuir boa moldabilidade, isto é, flexibilidade antes do processo de endurecimento, para que se moldem e se adaptem à superfície do membro com perfeição. Deve ter confecção simples e com processo de endurecimento ao redor de 1 a 5 minutos, tempo necessário para que o operador aplique a imobilização e faça os ajustes necessários. Também, pensando-se em sua remoção ao final do tratamento proposto, deve ser facilmente retirada, nem tanto que permita que uma criança possa fazê-la, nem tão pouco a ponto de necessitar de instrumental especial ou demandar tempo e esforço em demasia. Ademais, por motivos óbvios, deve ser financeiramente acessível e composta de material biodegradável ou reciclável.

c) As características chamadas “Acessórias”, são aquelas menos importantes, como: possuir armazenagem simples (facilitando o processo de distribuição industrial e conservação hospitalar) e ser esteticamente agradável. Aqui ressalva-se que a importância de uma “imobilização bonita” é bastante subjetiva, mas dentro dos objetivos da imobilização, se torna uma qualidade menos importante.

3.6 VANTAGENS DAS IMOBILIZAÇÕES ORTOPÉDICAS PERFURADAS

Portanto, as imobilizações perfuradas se aproximam das características da imobilização ideal (descritas na seção 3.5) nas qualidades “f” e “g” da categoria denominada “Importantes”, quais sejam:

- Permitem ventilação da pele;
- Permitem visualização da pele;

A melhor ventilação da pele diminui o mal cheiro, o prurido e a sensação de calor. Também, a ausência de algodão nas áreas perfuradas diminui o ressecamento da pele. A melhor visualização da superfície do membro imobilizado, permite o diagnóstico precoce de alterações patológicas como isquemia, infecção ou reações alérgicas.

A relação entre área perfurada e a resistência mecânica da imobilização deve ser adequada, de modo que se a imobilização for excessivamente perfurada resultará em sua quebra e, de outro modo, se a imobilização tiver apenas poucas perfurações, não alcançará o objetivo proposto de melhorar a ventilação.

Ainda são poucos os trabalhos publicados sobre imobilizações perfuradas, em razão de se sua recenticidade. Em relação às imobilizações compostas de serragem de madeira e termopástico (*Woodcast*[®]), existem trabalhos na literatura mostrando ser imobilização segura, com bons resultados clínicos e bons índices de aprovação pelo paciente (GWILYM *et al.*, 2019) (MARTYNOV *et al.*, 2020).

Em relação à malha tubular trançada de elastano e poliéster, impregnada com resina de poliuretano (HM Cast[®], OsteoFx[®]), permite boa ventilação do membro imobilizado, teoricamente reduzindo a sensação de calor, o mal cheiro e a irritação da pele. Entretanto alguns trabalhos científicos (SILVA *et al.*, 2017) (ZHU *et al.*, 2019) mostraram não haver diferença estatisticamente significativa nesses quesitos em relação à imobilização em fibra de vidro.

Em relação à impressão 3D de imobilizações, o primeiro ensaio clínico com este tipo de imobilização foi feito em 2017 (CHEN *et al.*, 2017) e mostrou bons resultados clínicos, ausência de complicações e aumento da satisfação do paciente, em relação ao gesso tradicional. Mais recentemente, foi publicado um artigo de revisão sistemática sobre seu uso em fraturas de antebraço (LIESHOUT *et al.*, 2022), que demonstrou altos índices de satisfação dos pacientes e poucas complicações, mas sugeriu estudos em populações maiores. Em relação à tubulação interligada de silicone em formato de rede (Cast21[®]), não haviam estudos publicados até a finalização desta dissertação.

Diante dos trabalhos da literatura relatados, constata-se que o gesso sintético tem resistência mecânica superior ao gesso tradicional (ROWLEY *et al.*, 1985) (BOWKER; POWELL, 1992) (WYTCH *et al.*, 1987). Por outro lado, há também a questão do conforto do paciente, pois existe pouca ventilação do local tanto para o gesso sintético quanto para o tradicional. Assim sendo, neste trabalho se pretende responder a seguinte pergunta problema: como se ter uma imobilização mais resistente e que também possa trazer conforto ao paciente. A hipótese que será testada nesse trabalho para responder tal pergunta é a confecção de imobilizações a partir de gesso sintético, com perfurações

localizadas para a ventilação da região imobilizada. Mas para isso, a imobilização perfurada não deve trazer prejuízos à resistência mecânica do gesso.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 MATERIAIS DOS TESTES DE FLEXÃO EM 3 PONTOS

Foram produzidas amostras com objetivo de simular o membro/articulação a ser imobilizado. Inicialmente foram feitos 8 modelos, utilizando-se membros superiores de manequins de plástico (Figura 7.a), sendo a cavidade interna destes modelos preenchida com resina epóxi (Figura 7.b) e articulada na região do punho com dobradiça (Figura 7.c):

Figura 7 – Amostras feitas com manequim de plástico



(a)



(b)



(c)

Fonte: o autor, 2022

Entretanto, seu uso não se mostrou viável em razão da baixa aderência entre o plástico do manequim e a resina epóxi utilizada para preenchê-lo, fazendo que com que a dobradiça se soltasse do sistema.

Portanto, optou-se pela construção de amostras com tubo plástico circular. Foram produzidas 55 amostras com tudo de esgoto de PVC (policloreto de vinil) da marca Tigre®, com 5 cm de diâmetro e 12 cm de comprimento. As amostras foram serradas transversalmente na metade de seu comprimento e articuladas em sua face superior com mini-dobradiças metálicas de liga de zinco, com 13 x 12 mm, fixadas com 2 parafusos em cada lado.

A Figura 8 apresenta os materiais empregados para a confecção dos modelos mecânicos em tubo de PVC, e um já construído fechado (Figura 8.b) e aberto (Figura 8.c), simulando a articulação do pulso. Já a Figura 9 apresenta o esquema de furação

no gesso sintético, já imobilizando um modelo mecânico, a fim de simular a ação dos furos nas imobilizações de pacientes.

Figura 8 – Amostras dos testes de flexão em 3 pontos: a) corte dos tubos de PVC; b) modelo mecânico com tubo de PVC; c) modelo mecânico com tubo de PVC, simulando articulação



(a)



(b)



(c)

Fonte: o autor, 2020

Das 55 amostras produzidas, 10 não possuíram qualquer tipo de imobilização da articulação e foram utilizadas para calibração da máquina de flexão em 3 pontos, sendo consideradas controle do ensaio. As demais 45 amostras foram circunferencialmente imobilizadas do seguinte modo:

- 15 amostras foram envolvidas com 4 camadas de gesso tradicional da marca Polar Fix[®] (vide figura 9) sem perfurações, após 5 a 10 segundos de imersão em água a temperatura ambiente;

- 15 amostras foram envolvidas do mesmo modo, mas perfuradas em sua face superior com dois orifícios circulares de 2,2 cm de diâmetro cada, feitos com serra-copo, como representado na figura 10;

- 15 amostras foram envolvidos e perfuradas do mesmo modo, mas agora em gesso sintético da marca Hygia Cast[®].

Figura 9 – Atadura de gesso (a) e gesso sintético (b): malha trançada impregnada com gesso ou gesso sintético, comercializada em rolos



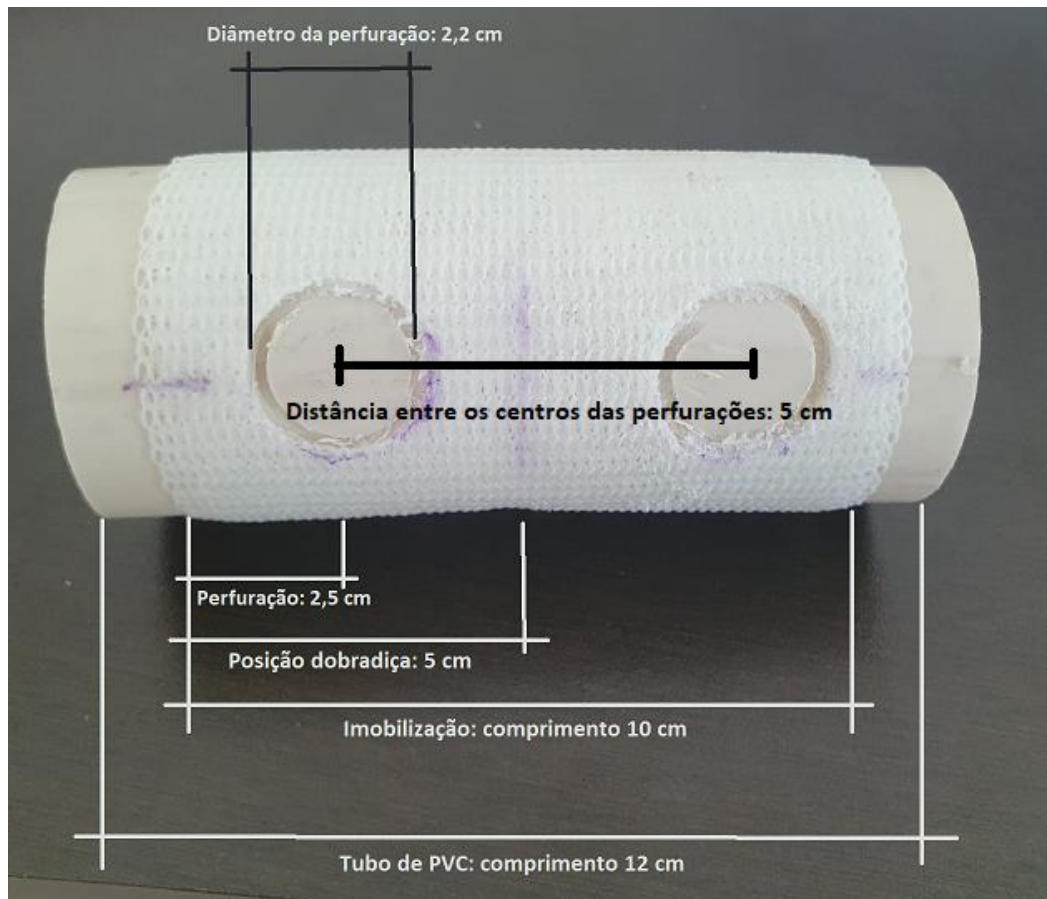
(a)



(b)

Fonte: www.polarfix.com.br/produto/artigo-ortopedico-moldavel-polar-fix/ (a) e www.cirurgicavidaesaude.com.br/gesso-sintetico-12-5cm-x-3-6m-branco-hygia-cast-2884 (b)

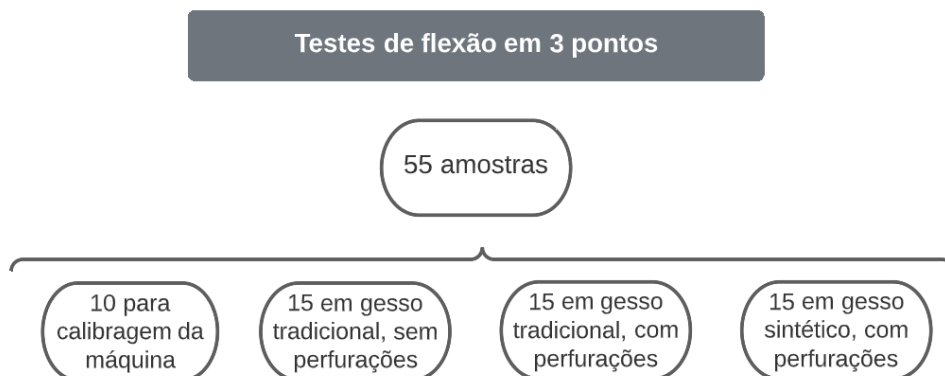
Figura 10 - Esquema das perfurações realizadas nas amostras dos testes de flexão em 3 pontos



Fonte: o autor, 2022

O diagrama 1 apresenta o esquema de confecção de amostras para os testes de flexão em 3 pontos.

Diagrama 1: Testes de flexão em 3 pontos



Fonte: o autor, 2022

4.2 MATERIAIS PARA OS TESTES DE IMPACTO

Para os testes de impacto, foram confeccionadas 45 amostras com 64 mm de comprimento por 12 mm de largura, sendo 15 delas com 4 camadas de gesso não-perfurado da marca Polar Fix[®], outras 15 amostras também com 4 camadas de gesso da mesma marca, mas com cada amostra contendo uma perfuração central circular de 5 mm de diâmetro, feita com perfurador de papel e outras 15 amostras com 2 camadas de gesso sintético da marca Hygia Cast[®], perfuradas do mesmo modo, conforme figura 10. Em todas as amostras, o material foi imerso em água a temperatura ambiente por 5 a 10 segundos.

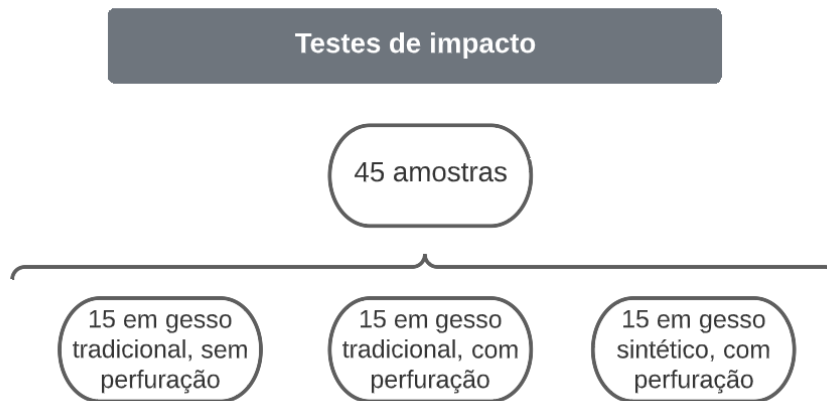
Figura 11 - Amostras dos testes de impacto



Fonte: o autor, 2022

Portanto, para os testes de impacto, foram construídas amostras conforme apresentado no diagrama 2:

Diagrama 2: Testes de impacto



Fonte: o autor, 2022

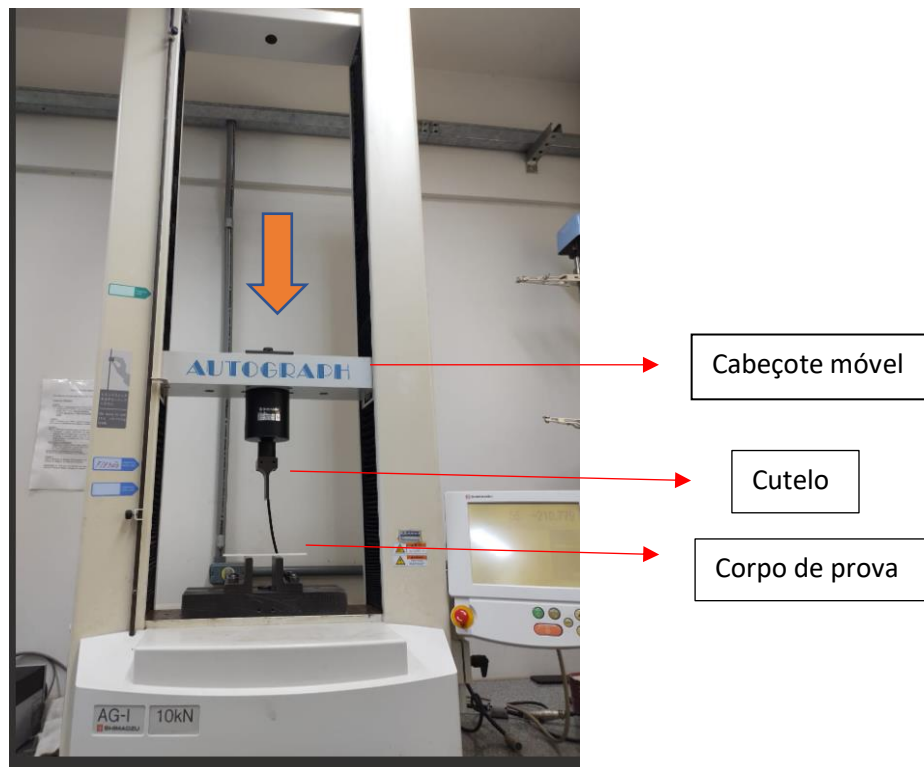
4.3 MÉTODOS DOS TESTES DE FLEXÃO EM 3 PONTOS

Foi realizado estudo experimental quantitativo em laboratório. Para os ensaios de flexão em 3 pontos, foi utilizada máquina de ensaio universal Shimadzu, modelo AG-I, com célula de carga de 10 kN, velocidade de descida do cutelo de 50 mm por minuto e em conformidade com a norma ASTM D 799.

Este teste provoca a deformação da amostra através de flexão em 3 pontos até sua fratura e pode ser empregado para caracterizar várias propriedades mecânicas importantes dos materiais. Na prática, a amostra (i.e., corpo de prova) fica em posição horizontal, com suas extremidades apoiadas e sua região central sendo submetida à carga progressiva pela descida do cutelo do cabeçote móvel da máquina, conforme figura 8(a).

Inicialmente a máquina de flexão em 3 pontos foi calibrada com as 10 amostras sem gesso, como descrito na seção 4.1.1, sendo a distância entre os apoios de 11 cm e o corpo de prova apoiado equidistantemente. Após a calibração do aparelho, foram realizados ensaios de flexão em 3 pontos com as 45 demais amostras, conforme representado na figura 11. Todas as amostras foram testadas 5 dias ou mais após sua confecção, de modo a garantir que estivessem uniformemente secas no momento dos testes.

Figura 12 – Teste de flexão em 3 pontos. a) Máquina do teste de flexão em 3 pontos; b) Máquina do teste de flexão em 3 pontos em uso;



(a)



(b)

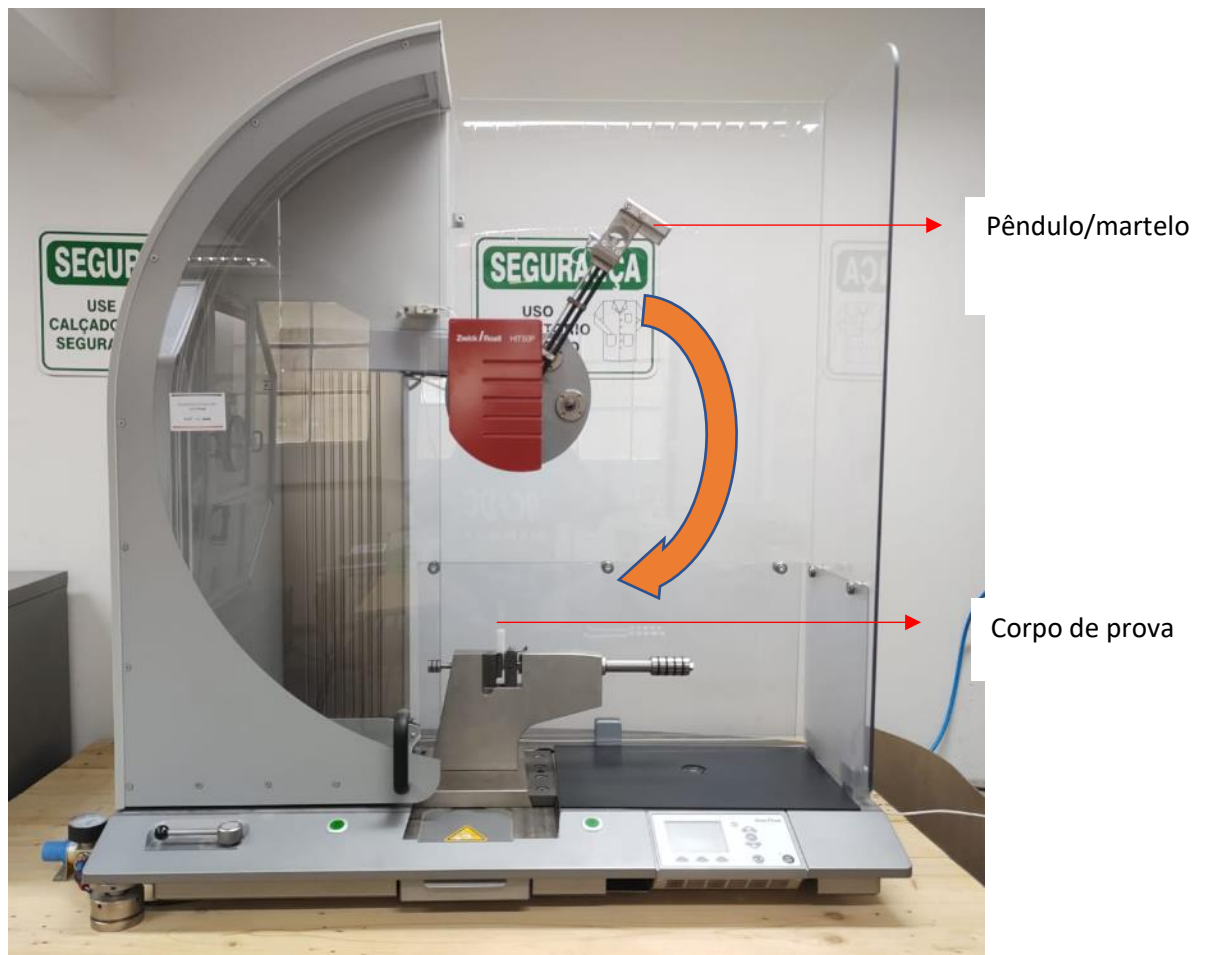
Fonte: o autor, 2022

4.4 MÉTODOS DOS TESTES DE IMPACTO

Foi realizado estudo experimental quantitativo em laboratório. Para os ensaios de impacto, foi utilizada máquina de impacto instrumentada Zwick-Rowell, modelo HIT50P, com martelo de 1,1 joules (J). Este teste quantifica a energia potencial dispendida pelo impacto do pêndulo na amostra, através da diferença entre a altura máxima do pêndulo antes e após o impacto. O corpo de prova fica localizado na parte inferior da máquina e, ao comando do operador, o pêndulo é liberado e, pela força da gravidade, desce, ocorrendo impacto com a amostra, conforme apresentado na figura 12.

Não foi possível a realização dos testes com as amostras feitas em gesso tradicional perfurado, em razão de fragilidade estrutural que impediu seu posicionamento na máquina. Os testes com as demais amostras foram realizados com sucesso. Todas as amostras foram testadas 5 dias ou mais após sua confecção, de modo a garantir que estivessem uniformemente secas no momento dos testes.

Figura 13 – Teste de impacto



Fonte: o autor, 2022

5 RESULTADOS

5.1 RESULTADOS DOS TESTES DE FLEXÃO EM 3 PONTOS

Os resultados dos testes de flexão em gesso tradicional, gesso sintético e gesso sintético perfurado estão informados nas tabelas e gráfico abaixo.

Tabela 1 - Resultados dos testes de flexão com gesso tradicional

	Módulo Elástico (N/mm²)	Tensão de Escoamento (N/mm²)	Tensão de Ruptura (N/mm²)	Tenacidade (J)
Média	2,736825	0,183925	0,683093	9,093041
Desvio Padrão	0,364345	0,081223	0,051679	1,039289
Coef. de Variação	13,3127	44,16088	7,565394	11,4295

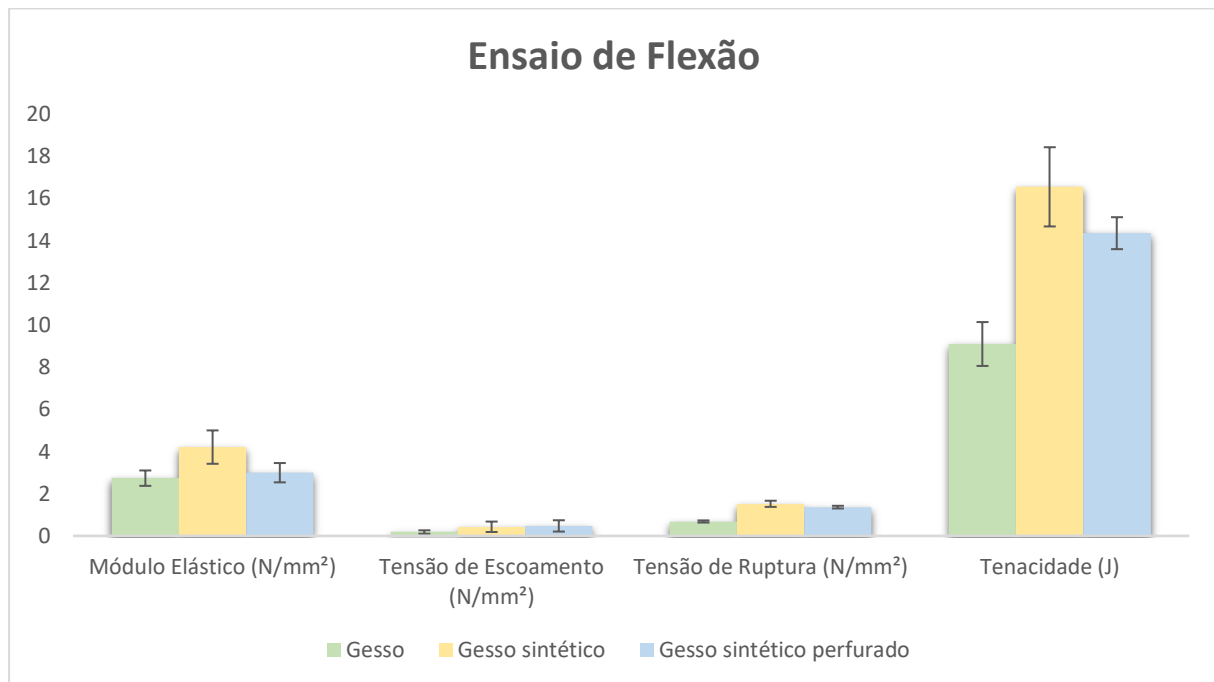
Tabela 2 - Resultados dos testes de flexão com gesso sintético

	Módulo Elástico (N/mm²)	Tensão de Escoamento (N/mm²)	Tensão de Ruptura (N/mm²)	Tenacidade (J)
Média	4,208238	0,432223	1,52097	16,54113
Desvio Padrão	0,791274	0,246712	0,146493	1,876189
Coef. de Variação	18,80298	57,07979	9,631532	11,34257

Tabela 3 - Resultados dos testes de flexão com gesso sintético perfurado

	Módulo Elástico (N/mm²)	Tensão de Escoamento (N/mm²)	Tensão de Ruptura (N/mm²)	Tenacidade (J)
Média	2,994913	0,473924	1,362657	14,34425
Desvio Padrão	0,457307	0,268485	0,064102	0,756854
Coef. de Variação	15,26946	56,65152	4,704159	5,276359

Gráfico 1– Resultados dos testes de flexão



A fim de se identificar se houve diferenças estatisticamente significativa entre os valores médios das propriedades em questão, a Tabela 4 apresenta estes valores analisados pelo teste de Tukey, que é um teste comparativo de todos os possíveis pares de médias e se baseia na diferença mínima significativa (D.M.S.), a fim de se concluir se os resultados são estaticamente iguais ou desiguais, dentro de um intervalo de confiança de 95%.

Tabela 4. Propriedades do ensaio de flexão em três pontos analisadas pelo teste de Tukey*

Amostra	Propriedade			
	Módulo Elástico (MPa)	Tensão de Escoamento (MPa)	Tensão Máxima (MPa)	Tenacidade (J)
Controle	0,055 ^a	0,001 ^a	0,007 ^a	0,001 ^a
Gesso Tradicional	2,737 ^b	0,207 ^b	0,683 ^b	9,093 ^b
Gesso sintético perfurado	4,208 ^c	0,432 ^c	1,521 ^c	16,541 ^c

Gesso sintético	2,995 ^b	0,510 ^c	1,363 ^d	14,344 ^d
------------------------	--------------------	--------------------	--------------------	---------------------

* valores com mesma letra sobrescrita são estatisticamente iguais com 95% de confiança.

Os testes de flexão em 3 pontos provocam a deformação da amostra, estando ela apoiada em suas extremidade e submetendo-a à carga progressiva. A deformação inicialmente ocorre de modo elástico, isto é, se retirada a carga que deforma, o material retornará à sua forma original. Portanto é uma deformação temporária.

Entretanto, se esta carga for progressivamente aumentada, haverá um ponto em que o material começará a se deformar em regime plástico, isto é, mesmo que a carga for retirada, sua forma não retornará ao seu estado original. Portanto é uma deformação permanente. Este ponto é chamado de Tensão de escoamento (CALLISTER E RETHWISCH, 2016, p. 165).

Ainda, conforme a carga é aumentada, haverá um ponto que ocorrerá a fratura do material, dando fim à deformação plástica. Este ponto é chamado de Tensão de ruptura.

O módulo elástico é a rigidez do material durante o processo de deformação elástica. Conforme Callister e Rethwisch (2016, p. 160):

O processo de deformação em que a tensão e a deformação são proporcionais é chamado de deformação elástica; um gráfico da tensão (ordenada) em função da deformação (abscissa) resulta em uma relação linear...A inclinação desse segmento linear corresponde ao módulo de elasticidade E. Esse módulo pode ser considerado como rigidez ou como uma resistência do material à deformação elástica. Quanto maior for o módulo, mais rígido será o material, ou menor será a deformação elástica resultante da aplicação de uma dada tensão.

Também, conforme os mesmos autores (2016, p. 171), tenacidade é a: “Habilidade de um material absorver energia e se deformar plasticamente antes de fraturar”, por isso é medida em Joules (J).

5.2 RESULTADOS DOS TESTES DE IMPACTO

Os resultados dos testes de impacto em gesso tradicional e gesso sintético perfurado estão informados nas tabelas e gráfico abaixo. Conforme exposto na seção 4.2.3, não foi possível a realização dos testes com as amostras feitas em gesso tradicional perfurado, em razão de fragilidade estrutural que impediu seu posicionamento na máquina.

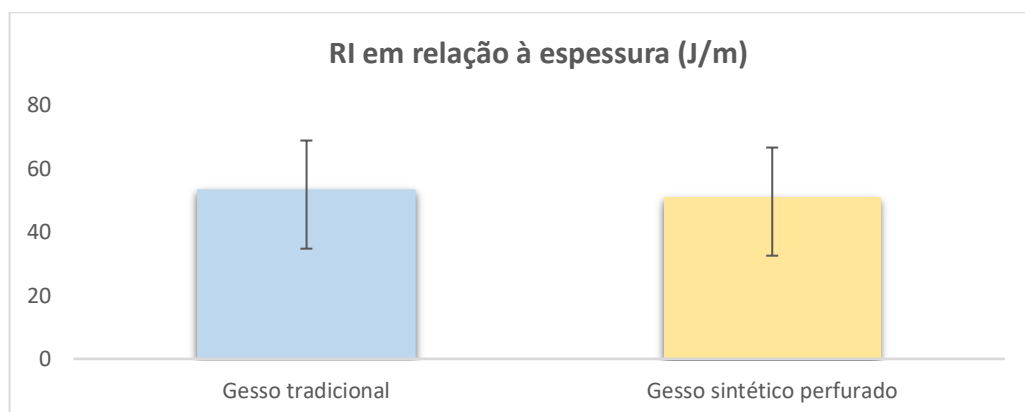
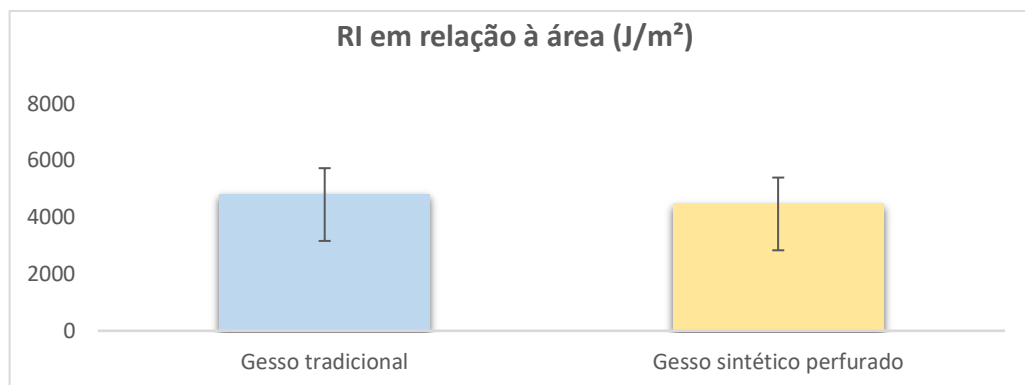
Tabela 5 - Resultados dos testes de impacto com gesso tradicional

	RI em relação à área (J/m²)	RI em relação à espessura (J/m)
Média	4802,34192	53,05496633
Desvio padrão	916,5899135	15,64214238
Coefficiente de variação	19,08631099	29,48289947

Tabela 6 - Resultados dos testes de impacto com gesso sintético perfurado

	RI em relação à área (J/m²)	RI em relação à espessura (J/m)
Média	4473,024691	50,85695442
Desvio padrão	1641,148867	18,37883341
Coefficiente de variação	36,68991299	36,13828948

Gráfico 2 – Resultados dos testes de impacto



Os resultados foram expressos na unidade Resistência ao Impacto (RI), que é o grau de resistência de um material à aplicação de um carregamento mecânico instantâneo (CALLISTER E RETHWISCH, 2016, p. 539) e é expresso pela relação entre a energia dissipada e a área ou espessura da amostra (respectivamente J/m ou J/m²).

A Tabela 7 apresenta os valores analisados pelo teste de Tukey, a fim de se verificar se os mesmos são estatisticamente iguais ou diferentes.

Tabela 7. Resistência ao impacto (RI) analisada pelo teste de Tukey*

RI conforme área de fratura (J/ m²)		RI conforme espessura de fratura (J/ m)	
Geso sintético	Geso sintético perfurado	Geso sintético	Geso sintético perfurado
4810,7 ^a	5272,8 ^a	57,2 ^a	61,2 ^a

* Valores com mesma letra sobrescrita são estatisticamente iguais com 95% de confiança.

6 DISCUSSÃO

O modelo mecânico que mais se adequou à necessidade de simulação da junta do pulso humano foi aquele construído com tubo de PVC e unido com dobradiças. A partir disso, os modelos foram empregados para os testes mecânicos de flexão em três pontos, simulando esforços em uma imobilização na junção entre o antebraço e o pulso.

Em relação ao módulo de elasticidade, que está relacionado com a rigidez do material, o controle teve um valor muito menor em relação às outras situações. Isso é esperado uma vez que esta amostra não foi envolvida com nenhum tipo de gesso e, portanto, não oferece resistência à solicitação de flexão, a não ser aquela da própria dobradiça.

Comparando-se entre os dois tipos de gesso, o valor observado para o sintético (sem furo) foi maior que o tradicional em 123%. Isso ocorre porque o gesso sintético é constituído por material epoxídico, que apresenta elevado nível de reticulação das moléculas, deixando-o rígido. O gesso tradicional possui aspecto rígido; no entanto, a sua estrutura pode conter muitos poros e muita água absorvida, o que diminui a resistência desse material.

Em relação à condição sem e com furo para o gesso sintético, o primeiro foi 28,80% maior que o segundo. Esse fato também é esperado e é explicado pelo fato do furo contido no gesso constituir um defeito, reduzindo a resistência do material. No entanto, de acordo com a análise de Tukey para os materiais, o gesso sintético furado teve desempenho similar ao gesso tradicional.

Sobre a tensão de escoamento, que é uma propriedade importante que marca a transição do regime elástico para o plástico de um corpo, a amostra controle teve valor muito baixo comparativamente às demais, o que também é esperado. O gesso tradicional teve o segundo menor valor, por conta das questões estruturais já discutidas (poros e água absorvida) que reduzem sua resistência. Apesar de estatisticamente similares, o gesso sintético furado teve valor superior ao sem furo em 9,25%.

A tensão máxima suportada pelo gesso tradicional foi aproximadamente metade dos valores registrados para o gesso sintético, tanto furado quanto sem furo. Nesta última comparação, o gesso sem furo foi cerca de 10% maior do que o furado. E em relação à tenacidade, que é a medida da energia mecânica absorvida até o colapso do material

(fratura), o gesso sintético foi 82% mais resistente do que o gesso tradicional. Em relação à condição de furação, o gesso sintético sem furo foi 15% mais tenaz do que o furado.

Sobre a resistência ao impacto, o gesso sintético furado foi mais resistente do que o gesso sem furo, tanto para o valor em relação à área de fratura quanto à espessura de fratura. Todavia, do ponto de vista estatístico, e dentro da margem de confiança estipulada pelo teste de Tukey, os valores foram similares em ambos os modos e condições de furação.

Os ensaios realizados registram a superioridade mecânica do gesso sintético sobre o gesso tradicional, o que também já havia sido constatado em outros estudos, conforme seção 3.3 deste trabalho. O gesso sintético é mais rígido, necessita de maior energia para se deformar e fraturar.

Os resultados também mostram que a perfuração do gesso sintético, da maneira como foi feita, ainda é capaz de manter sua resistência mecânica em níveis próximos do gesso tradicional. Este é o principal resultado deste estudo. Nos ensaios de flexão o gesso sintético perfurado obteve resultados superiores ao gesso tradicional e nos ensaios de impacto, obteve resultado pouco inferiores, mesmo com perfuração que ocupava cerca de 50% da área sob impacto.

Entretanto, este estudo possui limitações. Não foi estudada qual a área máxima possível de ser perfurada, a partir do qual o material se afastaria da resistência do gesso tradicional. Também não foi estudado qual o melhor formato para as perfurações, se circulares, ovais ou retangulares, por exemplo. Via de regra, os formatos arredondados têm melhor resistência mecânica, mas isto deve ser melhor estudado. Também não se estudou como, na prática, tais perfurações seriam realizadas sem ferir o paciente. Talvez possa ser utilizada a mesma serra vibratória convencional já utilizada para a remoção do gesso, mas com lâmina modificada, talvez com formato circular, mas também são necessários maiores estudos. Deste modo, os resultados deste trabalho são animadores e um incentivo ao estudo mais profundo sobre a viabilidade da perfuração de imobilizações em gesso sintético.

7 CONCLUSÕES

As imobilizações perfuradas têm benefícios importantes em relação às não-perfuradas, entretanto ainda são pouco disponíveis e têm alto custo. Nesse contexto é que se buscou estudar a viabilidade da perfuração dos materiais comumente utilizados na ortopedia (gesso tradicional e gesso sintético), como um primeiro passo neste sentido, já que não foram encontrados trabalhos a este respeito.

Este trabalho teve o objetivo de estudar a consequência mecânica da perfuração do gesso tradicional e do gesso sintético e os resultados encontrados sugerem que o gesso sintético perfurado é capaz de manter sua resistência mecânica em níveis próximos do gesso tradicional, o que poderia viabilizar sua utilização na confecção de imobilizações perfuradas. Entretanto, são necessários trabalhos futuros sobre o tamanho, localização, formato e modo de confecção das perfurações.

REFERÊNCIAS

- ADAMS, F. **The Genuine Works of Hippocrates**. Londres: Sydenham Society, 1849.
- AGISPARAYAN, C. K. et al. **Impact Behaviour Of Hybrid Bandage Casts**. *Innov Corros Mater Sci*, p. 66-73, 2019.
- ASSEN, V. J.; MEYERDING, H. W. ANTONIUS MATHIJSSEN, The Discoverer of the Plaster Bandage. **JBJS**, p. 1018-1019, 1948.
- BACON, L. W. On the History of the Introduction of Plaster-of-Paris Bandages. **Bull. Soc. Med. Hist.**, p. 122, 1923.
- BERMAN, A. T.; PARKS, B. G. A comparison of the mechanical properties of fiberglass cast materials and their clinical relevance. **J Orthop Trauma**, p. 85-92, 1990.
- BOWKER, P.; POWELL, E. S. A clinical evaluation of plaster-of-Paris and eight synthetic fracture splinting materials. **Injury**, p. 13-20, 1992.
- BROWNER , B. et al. **Skeletal Trauma: Basic Science, Management and Reconstruction**. 5ª ed. Philadelphia, PA: Elsevier, v. 1, 2014.
- CALLAHAN, D. et al. A Comparative Study of Synthetic Cast Material Strength. **Orthopedics**, p. 679-681, 1986.
- CALLISTER, W. D.; RETHWISCH, D. G. **Ciência e engenharia de materiais: uma introdução**. 9ª ed. Rio de Janeiro: LTC, 2016.
- CAST21. Disponível em: <<https://www.cast21.com/>>. Acesso em: 03 abril 2022.
- CHEN, Y. J. et al. Application of 3D–printed and patient-specific cast for the treatment of distal radius fractures: initial experience. **3D Print Med**, 2017.
- COURT-BROWN, C.M. et al. **Fractures in Adults**. 8 th ed. Philadelphia, PA. Wolters Kluwer, 2015.
- DAINES, S. B. et al. What is the best material for molding casts in children? **J Pediatr Orthop**, p. 743-748, 2014.
- DEMAIO, M. et al. Plaster: Our orthopaedic heritage - AAOS exhibit selection. **JBJS**, p. 152, 2012.
- DRESING, K.; TRAFTON, P.; ENGELEN , J. **AO Trauma Casts, Splints, and Support Bandages: Nonoperative Treatment and Perioperative Protection**. 3ª. ed. New York, NY: Thieme, 2014.
- EDWIN Smith Surgical Papyrus of National Library of Medicine. wayback.archive-it.org, 2022. Disponível em: <<https://wayback.archive-it.org/org-350/20190220143621/https://ceb.nlm.nih.gov/proj/flash/smith/smith.html>>. Acesso em: 25 maio 2020.
- ETON, W. **A Survey of the Turkish Empire**. [S.l.]: [s.n.], 1798.
- FESS, E. E. A history of splinting: To understand the present, view the past. **J Hand Ther**, p. 97-132, 2002.

FIX IT. Disponível em: <<https://usefixit.com.br/>>. Acesso em: 03 abril 2022.

GILL, J. M.; BOWKER, P. A comparative study of the properties of bandage-form splinting materials. **Eng Med**, p. 125-134, 1982.

GOGOI, R. et al. Development and quality aspect of polyurethane orthopedic plaster cast. **J Polym Mater**, p. 1-28, 2010.

GROSSMAN J. et al. **Pediatric Orthopedic Trauma**. *Pediatr Clin North Am*, p. 101-118, 2020.

GUILLEN, P. T. et al. A prospective randomized crossover study on the comparison of cotton versus waterproof cast liners. **Hand**, p. 50-53, 2016.

GWILYM, S. et al. Woodcast versus standard casting material for the immobilization of nonoperatively treated distal radial fractures. **Bone Joint J**, 2020.

HERNIGOU, P. Plaster of Paris: the orthopaedic surgeon heritage. **Int Orthop**, p. 1767-1779, 2016.

HERZIG, S.; MULLER, J.; SCHUREN, J. A comparative study of the number of replacements required and application times for synthetic casts, combicasts and plaster-of-Paris casts. **J Orthop Nurs**, p. 193-196, 1999.

HM MEDICAL. Disponível em: <<https://hmmedical.co.uk/product/hm-cast/>>. Acesso em: 03 abril 2022.

INGLIS, M. et al. Synthetic versus plaster of Paris casts in the treatment of fractures of the forearm in children: A randomised trial of clinical outcomes and patient, satisfaction. **Bone Jt J**, p. 1285-1289, 2013.

KIM, H.; JEONG, S. Case study: Hybrid model for the customized wrist orthosis using 3D printing. **J Mech Sci Technol**, p. 5151-5156, 2015.

KOWALSKI, K.; PITCHER, D.; BICKLEY, B. Evaluation of Fiberglass versus Plaster of Paris for Immobilization of Fractures of the arm and leg. **Mil Med**, p. 657-661, 2002.

LINDFORS, N. C.; SALO, J. A novel nontoxic wood-plastic composite cast. **Open Med Devices J**, p. 1-5, 2012.

LIESHOUT, E. V. et al. Personalized 3D-printed forearm braces as an alternative for a traditional plaster cast or splint; A systematic review. **Injury**, Nov;53 Suppl 3:S47-S52, 2022.

LIPPERT, L. S. **Cinesiologia Clínica e Anatomia**. 5ª ed. Rio de Janeiro: Guanabara Koogan, 2013.

MARSHALL, P. D. et al. When should a synthetic casting material be used in preference to plaster-of-Paris? A cost analysis and guidance for casting departments. **Injury**, p. 542-544, 1992.

MARTYNOV, K. et al. An exploratory randomized controlled trial comparing wood-composite and synthetic fibreglass splint systems for the immobilization of paediatric upper limb fractures. **Bone Joint J**, p. 1405-1411, 2020.

- MATHIJSSEN, A. New method for application of plaster-of-Paris bandage. **Clin Orthop Relat Res**, p. 59-62, 2007.
- MIHALKO, W.; BEAUDOIN, A.; KRAUSE, W. Mechanical Properties and Material Characteristics of Orthopedic Casting Materials. **J Orthopaedic Trauma**, p. 57-63, 1989.
- MILNE, J. The apparatus used by the Greeks and the Romans in the setting of fractures and the reduction of dislocations. **Interstate Med J.**, p. 48-60, 1909.
- ONBONE OY. Disponível em: <<https://www.woodcast.com/>>. Acesso em: 03 abril 2022.
- PHLIBIN, T.; GITTINS, M. Hybrid casts: A comparison of different casting materials. **J Am Osteopath Assoc**, p. 311-312, 1999.
- PIRHONEN, E.; PÄRSSINEN, A.; PELTO, M. Comparative study on stiffness properties of Woodcast and conventional casting materials. **Prosthet Orthot Int**, p. 336-339, 2013.
- ROSSIGNOLO, J.A; SAVASTANO JÚNIOR, H. **Curso de Introdução à Resistência dos Materiais da USP**. São Paulo., 2020. Disponível em <https://edisciplinas.usp.br/pluginfile.php/5231544/course/section/5962088/Aula%201%20-%20Conceito%20de%20tens%C3%A3o.pdf>
- ROWLEY, D. I. et al. The comparative properties of plaster of Paris and plaster of paris substitutes. **Arch Orthop Trauma Surg**, p. 402-407, 1985.
- ROWLEY, D. I.; PRATT, D. J. Orthopaedic bandage form splinting materials. **Clin. Mater.**, p. 1-8, 1986.
- RUEDI, T. P.; BUCKLEY, R. E.; CHRISTOPHER, M. G. **Princípios AO do tratamento de fraturas**. 2ª ed. Porto Alegre: Artmed, 2009.
- SHANNON, E. G. et al. Waterproof casts for immobilization of children's fractures and sprains. **J Pediatr Orthop**, p. 56-59, 2005.
- SHULER, F. D.; GRISAFI, F. N. Cast-saw burns: Evaluation of skin, cast, and blade temperatures generated during cast removal. **JBJS**, p. 2626-2630, 2008.
- SILFVERSKIÖLD, J. P. Fiberglass versus plaster casts. How to choose between them. **Postgrad. Med.**, p. 71-74, 1989.
- SILVA, M. et al. It is not just comfort: Waterproof casting increases physical functioning in children with minimally angulated distal radius fractures. **J Pediatr Orthop**, p. 417-423, 2017.
- SMITH, G. E. The Most Ancient Splints. **BMJ**, p. 732-736, 1908.
- STEVENSON, A. W. et al. Waterproof cast liners in paediatric forearm fractures: A randomized trial. **J Child Orthop**, p. 123-130, 2013.
- SUOJALEHTO, H. et al. Occupational asthma related to low levels of airborne methylene diphenyl diisocyanate (MDI) in orthopedic casting work. **Am J Ind Med**, p. 347-350, 2011.
- WYTCH, R. et al. Mechanical assessment of polyurethane impregnated fibreglass bandages for splinting. **Prosthet Orthot Int**, p. 128-134, 1987.

WYTCH, R. et al. New splinting materials. **Prosthet Orthot Int**, p. 42-45, 1987.

WYTCH, R. et al. Dust emission during cutting of polyurethane-impregnated bandages. **Prosthet Orthot Int**, p. 155-160, 1988.

WYTCH, R.; ROSS, N.; WARDLAW, D. Glass fibre versus non-glass fibre splinting bandages. **Injury**, p. 101-106, 1992.

ZHU, M. et al. Cast immobilisation for the treatment of paediatric distal radius fracture: Fibreglass versus polyolefin. **Singapore Med J**, p. 183-187, 2019.