



**UNESP - Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho”
Faculdade de Odontologia de Araraquara**



Carlos Rangel de Moura Oliveira

**Capacidade de leitura do canal radicular e avaliação da acurácia de escâneres intraorais
na confecção de pinos intraradiculares por CAD/CAM**

**Araraquara
2024**



UNESP - Universidade Estadual Paulista
“Júlio de Mesquita Filho”
Faculdade de Odontologia de Araraquara



Carlos Rangel de Moura Oliveira

**Capacidade de leitura do canal radicular e avaliação da acurácia de escâneres intraorais
na confecção de pinos intraradiculares por CAD/CAM**

Tese apresentada ao Programa de Pós-Graduação
em Odontologia, Área de Reabilitação Oral, da
Faculdade de Odontologia de Araraquara, da
Universidade Estadual Paulista, para obtenção do
título de Doutor.

**Orientador: Prof. Dr. José Maurício dos Santos
Nunes Reis**

**Araraquara
2024**

O48c

Oliveira, Carlos Rangel de Moura

Capacidade de leitura do canal radicular e avaliação da acurácia de escâneres intraorais na confecção de pinos intraradiculares por CAD/CAM / Carlos Rangel de Moura Oliveira. -- Araraquara, 2024
60 f. : il., tabs., fotos

Tese (doutorado) - Universidade Estadual Paulista (UNESP),
Faculdade de Odontologia, Araraquara

Orientador: José Maurício dos Santos Nunes Reis

1. Desenho assistido por computador. 2. Técnica para retentor
intrarradicular. 3. Adaptação marginal dentária. 4. Dente não vital. I.
Título.

Carlos Rangel de Moura Oliveira

**Capacidade de leitura do canal radicular e avaliação da acurácia de escâneres intraorais
na confecção de pinos intraradiculares por CAD/CAM**

Tese para obtenção do grau de Doutor em Odontologia, área de Reabilitação Oral

Comissão julgadora

1º Examinador Prof. Dr. José Maurício dos Santos Nunes Reis

2º Examinador Prof. Dra. Ligia Antunes Pereira Pinelli

3º Examinador Prof. Dr. Rogério Margonar

4º Examinador Prof. Dr. Rodrigo Ricci Vivan

Araraquara, 28 de março de 2024.

DADOS CURRICULARES

Carlos Rangel de Moura Oliveira

NASCIMENTO: 06/06/1988 – João Pessoa - Paraíba

FILIAÇÃO: José Flor de Oliveira
Leodete Maria de Moura Oliveira

2019/2024 – Doutorado em Odontologia, Área de Reabilitação Oral - Faculdade de Odontologia de Araraquara/UNESP.

2022/2022 – Atualização em Periodontia com foco em Cirurgia Plástica Periodontal – ECTOPERIO.

2018/2021 – Especialização em Implantodontia – Fundect/USP.

2017/2019 - Mestrado em Reabilitação Oral, Área de Prótese - Faculdade de Odontologia de Araraquara/UNESP.

2017/2018 - Aperfeiçoamento em Prótese Fixa/APCD.

2009/2015 - Graduação em Odontologia pela Universidade Federal da Paraíba/UFPB.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a Deus por ter me fortalecido ao ponto de superar as dificuldades e por ter colocado pessoas em meu caminho que contribuíram para que eu alcançasse esta etapa tão importante da minha vida.

Aos meus pais, José e Leodete, e à minha família, pelo apoio e incentivo em todos os momentos da minha vida. Por acreditarem em mim, e não medirem esforços para a concretização dos meus sonhos.

Ao Prof. Dr. José Maurício dos Santos Nunes Reis, meu orientador, professor e, sobretudo, um querido amigo, pelos ensinamentos que foram fundamentais durante toda minha trajetória no mestrado e doutorado. Zé, reitero que você foi fundamental por mais essa conquista, e sou eternamente grato a você desde o dia que vim prestar a seleção do mestrado. Nada do que eu escrever aqui conseguiria expressar o meu sentimento de gratidão. Obrigado por ter me recebido como seu aluno, pela confiança no meu trabalho, pelo respeito, por me ensinar, pela compreensão, pela paciência e pelos sábios conselhos sempre que o procurei para conversar. Obrigado Zé, por ser uma das minhas referências profissionais, com você pude despertar um interesse maior pela reabilitação oral, e descobri uma paixão pela prótese sobre implante e implantodontia, a qual vim me tornar especialista anos depois. Tenho muito orgulho em ter sido seu orientado. Não poderia ter tido honra maior. Que Deus te abençoe grandemente para que continue seguindo firme e forte nessa trajetória que é ser professor, sabendo que você é espelho para muitos que te admiram. Muito obrigado Zé.

Aos membros da banca examinadora, Prof. Dra. Lígia Antunes Pereira Pinelli, Prof. Dr. Rogério Margonar, Prof. Dr. Rodrigo Ricci Vivan que tão gentilmente aceitaram participar e colaborar com esta tese.

Ao Prof. Dr. Mário Tanomaru Filho meu agradecimento pela colaboração e doação de alguns materiais necessários a realização desse trabalho, meu muito obrigado.

Aos professores do Programa de Pós-graduação em Odontologia, área de Reabilitação Oral, da Faculdade de Odontologia de Araraquara-FOAr/UNESP, por ser parte fundamental da minha formação acadêmica, contribuindo para meu crescimento profissional.

Aos meus colegas de Pós-graduação, pela convivência, companheirismo, risadas e conversas diárias: Suellen, Thais, Lais, Camila Tasso, Claudia, Ranulfo, Alejandro, Taisa, Monica, Amanda, Bruno, muito obrigado por tudo.

A todos os funcionários da Faculdade de Odontologia de Araraquara – FOAr/UNESP, e aqui incluo àqueles que são terceirizados. Aos funcionários do Departamento de Materiais

Odontológicos e Prótese, Miriam, Martinha, Tânia. Júnior e Fernando, obrigado pelo carinho, dedicação, e convivência durante os anos pós-graduação; da seção de pós-graduação, Cristiano, José Alexandre, Alessandra; muito obrigado por toda atenção e paciência, e pela disponibilidade em ajudar sempre que possível.

Ao meu amigo e professor Renato Sartori, pela disponibilidade e atenção, pela ajuda com os escaneamentos, por disponibilizar seu consultório e escâneres para uso nesse estudo, muito obrigado Renato.

Ao Vinicius Kiyan, Professor do curso técnico em prótese dentária do SENAC e Speaker ExoCAD pela ajuda e ensinamentos com o uso dos equipamentos do laboratório digital e uso do ExoCAD, meu muito obrigado.

À Faculdade de Odontologia de Araraquara da Universidade Estadual “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP, na pessoa do Diretor Prof. Prof. Dr. Edson Alves de Campos, por todo ambiente inspirador e pela oportunidade de concluir este doutorado. Não posso esquecer todo apoio que a faculdade me deu por meio dos recursos e estrutura disponíveis.

À Coordenação do Programa de Pós-Graduação em Reabilitação Oral da Faculdade de Odontologia de Araraquara – UNESP representados pelo coordenador Prof. Dr. Paulo Cerri, por garantir a excelência do programa de pós-graduação, dando incentivo e meios necessários para que eu conquistasse o meu sonho.

À CAPES: O presente trabalho foi realizado com o apoio da Coordenação de Aperfeiçoamento de Pessoal de Nível Superior – Brasil (CAPES) – Código de financiamento 001.

À Angelus Odonto, pelo apoio à pesquisa e doação de materiais necessários à realização deste trabalho.

Ao Senac Tiradentes por disponibilizar o espaço do laboratório digital para usinagem dos pinos CAD/CAM.

A quem não mencionei, mas fez parte do meu percurso eu deixo um profundo agradecimento porque com toda certeza teve papel determinante nesta etapa da minha vida.

Por fim, a todos que direta ou indiretamente contribuíram para a realização deste trabalho, o meu mais sincero agradecimento.

Muito Obrigado!

Oliveira CRM. Capacidade de leitura do canal radicular e avaliação da acurácia de escâneres intraorais na confecção de pinos intraradiculares por CAD/CAM [tese de doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2024.

RESUMO

Este estudo objetivou avaliar a capacidade de leitura do canal radicular e a acurácia de diferentes escâneres intraorais na confecção de pinos intraradiculares por CAD/CAM. Dez dentes caninos extraídos foram decoronados e tratados endodonticamente. Após a desobturação e preparação do canal radicular para receber os pinos, os dentes foram inseridos em manequim a fim de simular condições clínicas de acesso e luminosidade. Impressões digitais ($n=10$) foram realizadas para cada amostra de acordo com os grupos 1) Trios 3 – T3, 2) PrimeScan – PS ou 3) Medit i600 – MI. Os escaneamentos obtidos do canal radicular foram mensurados no software ExoCAD. Para análise da acurácia, pinos foram projetados e os dados padrão de tesselação (STL) enviados para um programa de correspondência 3D para avaliação da veracidade por meio do cálculo da raiz quadrada média (*RMS*) (Gematic Control X). Os dados obtidos foram tabulados e submetidos à análise de normalidade (Shapiro-Wilk) e homocedasticidade (Levene). Considerando que os dados de profundidade de leitura aderiram à curva de normalidade ($p>0,05$), mas não apresentaram homocedasticidade ($p<0,05$), decidiu-se analisá-los por meio de análise de variância a um critério (1-way ANOVA), seguida pelo pós-teste de Games-Howell, ambos com nível de significância de 95%. Os dados de *RMS* foram analisados pelo teste t, também com nível de significância de 95%. O escâner intraoral PrimeScan pode ser utilizado da digitalização do conduto radicular em 10 mm e fabricação de pinos/núcleos CAD/CAM no fluxo de trabalho totalmente digital. O medit i600 apresentou melhores resultados de veracidade do que o Trios 3 quando comparados com o PrimeScan. O escâner intraoral i600 não é recomendado para escaneamento direto do espaço radicular para pino de acordo com a metodologia empregada.

Palavras-chave: Desenho assistido por computador. Técnica para retentor intrarradicular. Adaptação marginal dentária. Dente não vital.

Oliveira CRM. Root canal reading capacity and accuracy evaluation of intraoral scanners in the fabrication of CAD/CAM intraradicular posts [tese de doutorado]. Araraquara: Faculdade de Odontologia da UNESP; 2024.

ABSTRACT

This study aimed to evaluate the root canal reading capability and accuracy of different intraoral scanners in the fabrication of CAD/CAM intraradicular posts. Ten extracted canine teeth were decoronated and endodontically treated. After root canal obturation and preparation for post placement, the teeth were inserted into a manikin to simulate clinical access and lighting conditions. Digital impressions (n=10) were taken for each sample according to the groups 1) Trios 3 – T3, 2) PrimeScan – PS, or 3) Medit i600 – MI. The obtained root canal scans were measured using ExoCAD software. For accuracy analysis, posts were designed and standard tessellation language (STL) data sent to a 3D matching program for accuracy assessment through root mean square (RMS) calculation. The obtained data were tabulated and subjected to normality (Shapiro-Wilk) and homoscedasticity (Levene) analysis. Since the depth reading data adhered to the normality curve ($p>0.05$) but did not present homoscedasticity ($p<0.05$), it was decided to analyze them through one-way analysis of variance (1-way ANOVA), followed by the Games-Howell post-test, both with a significance level of 95%. RMS data were analyzed using the t-test, also with a significance level of 95%. The PrimeScan intraoral scanner can be used for root canal scanning up to 10 mm and CAD/CAM post/core fabrication in a fully digital workflow. The Trios 3 showed better accuracy results than the Medit i600 when compared to the PrimeScan. The i600 intraoral scanner is not recommended for direct scanning of the root canal space for post according to the methodology employed.

Keywords: Computer-aided design. Post and core technique. Dental marginal adaptation. Tooth, nonvital.

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	9
2 PROPOSIÇÃO	12
3 REVISÃO DA LITERATURA	13
4 MATERIAIS E MÉTODOS	26
4.1 Seleção dos Dentes e Preparo dos Corpos-de-Prova	26
4.2 Avaliação da Profundidade de Escaneamento do Canal Radicular	28
4.3 Análise da Veracidade/Acurácia	28
4.4 Delineamento Estatístico	30
4.4.1 Profundidade de escaneamento	30
4.4.2 Análise da veracidade/acurácia	31
5 RESULTADOS	32
5.1 Profundidade de Escaneamento	32
5.2 Veracidade/Acurácia	32
6 DISCUSSÃO	33
7 CONCLUSÃO	37
REFERÊNCIAS	38
APÊNDICE A	41

1 INTRODUÇÃO

Dentes extensamente destruídos são conhecidos por serem mais suscetíveis à fratura. Isso se deve à perda de tecidos mineralizados por lesão cariosa e pelas alterações bioquímicas e estruturais na dentina não vital^{1,2}. Após tratamento endodôntico, uma técnica restauradora adequada é necessária para garantir o selamento coronal e proteção da estrutura dentária remanescente³. Diversos materiais e sistemas de retentores intraradiculares têm sido propostos para a reabilitação de dentes com extensa perda estrutural. Núcleos metálicos fundidos e retentores metálicos pré-fabricados, apesar de possuírem alto módulo de elasticidade em relação à dentina, têm sido utilizados por décadas⁴⁻⁶. Entretanto, a busca por materiais que ofereçam propriedades mecânicas semelhantes à dentina radicular e que favoreçam o sucesso clínico e a estética, principalmente em dentes com pouco ou nenhum remanescente coronário, introduziu no mercado os pinos de fibra de vidro, que possuem estética favorável e módulo de elasticidade semelhante à dentina^{2,7}.

Os retentores podem ser diferenciados em pré-fabricados e personalizados, sendo os últimos obtidos por meio de técnicas do padrão para fundição/injeção ou CAD/CAM. Padrões para pinos fundidos podem ser fabricados com técnicas diretas e indiretas⁸. A fabricação direta do padrão consiste na modelagem do canal radicular com resina acrílica, enquanto a fabricação indireta do padrão é obtida em modelo de gesso a partir de moldes do canal com elastômeros^{9,10}. As limitações das técnicas de fabricação direta e indireta de padrões incluem a contração de polimerização do padrão de resina acrílica, alterações dimensionais dos produtos de gesso, contração de fundição da liga metálica, sensibilidade da técnica, risco de resíduos de resina dentro do canal, risco de contaminação do canal radicular entre sessões clínicas¹⁰.

Em comparação com pinos rígidos de metal e/ou cerâmica, os pinos de fibra apresentam melhor comportamento biomecânico porque suas propriedades físicas estão mais próximas da dentina natural, permitindo melhor distribuição das forças oclusais e reduzindo o risco de fraturas desfavoráveis corono-radiculares^{11,12}. O uso de pinos e núcleos preparados de forma personalizada pode fornecer excelente retenção, pois permite uma camada muito delgada de cimento, proporcionando redução nas tensões de relativas à contração de polimerização e na formação de lacunas ou vazios na interface adesiva, além de melhorar a adaptação marginal do pino às paredes do canal radicular e de favorecer a probabilidade de sobrevivência^{1,3,12,13}. Linhas de cimentação maiores contribuem para maior estresse oriundo da contração de polimerização, gerando tensões internas responsáveis por fraturas e/ou

descimentação do pino. O estresse da contração de polimerização foi identificado como a principal razão para falhas de restaurações baseadas em pinos, e por isso, várias técnicas têm sido propostas para reduzir a discrepância entre as dimensões do pino de fibra pré-fabricado e a anatomia do canal radicular, como o preenchimento do canal radicular com compósito, a modelagem anatômica do pino por meio da aplicação de resina composta e a utilização de pinos acessórios^{11,12,14}. De qualquer forma, pinos personalizados ou anatômicos têm sido encarados como referência para canais radiculares amplos, por favorecer a adesão, propiciar melhor resistência à fratura, diminuir o estresse da contração de polimerização e reduzir a produção de bolhas e defeitos durante a etapa de cimentação^{1,3,13,14}.

A odontologia digital tem sido desenvolvida com intuito de aumentar a precisão do fluxo de trabalho e acelerar o processo de produção. O desenho e a manufatura assistidos por computador (CAD/CAM) têm sido utilizados para a confecção de restaurações indiretas. Esses sistemas de fresagem (manufatura subtrativa) facilitam os procedimentos laboratoriais e superam as desvantagens da fundição. No entanto, trabalhos escassos têm sido direcionados ao desenvolvimento dessa tecnologia para a obtenção de pinos e núcleos personalizados. O desenho digital do pino e núcleo por meio de tecnologia CAD permite planejamento detalhado, enquanto o processo CAM oferece fabricação rápida e precisa do pino/núcleo, reduzindo substancialmente o custo e tempo do tratamento^{8,15-17}.

Os sistemas CAD/CAM têm sido utilizados para fresar compósitos de fibra de vidro ou zircônia para fabricar uma estrutura personalizada de pino/núcleo em monobloco que se adaptam mesmo em espaços intraradiculares elípticos^{18,19}. Um compósito associado à fibra de vidro exibe alta resistência à flexão e módulo de elasticidade relativamente baixo. A combinação dessas propriedades permite que os pinos construídos com esse material suportem cargas, passando por deformações mais elásticas antes da deformação/ruptura. Um material resinoso preenchido com nanopartículas tende a ser menos frágil e mais flexível do que os pinos de fibra de vidro, o que também o torna adequado para a obtenção de pinos/núcleos CAD/CAM, apresentando propriedades mecânicas mais próximas da dentina e esmalte²⁰⁻²². Por outro lado, estudos com o uso de blocos desses materiais resinosos híbridos e de fibra de vidro para a confecção de pinos/núcleos CAD/CAM ainda são incipientes na literatura.

Ainda, a utilização de CAD/CAM para confeccionar pinos personalizados antigamente era limitada ao fluxo de trabalho híbrido, com a digitalização de modelos de gesso obtidos a partir de moldes tradicionais⁸. Realizar a digitalização intraoral do espaço para o pino pode ser um protocolo operatório mais interessante, com foco em um fluxo de trabalho digital

completo. Libonati et al.²³ mostraram que o escâner intraoral é capaz de ler até 9,0 mm de profundidade no canal radicular preparado para pino, o que é um bom resultado e se adapta à grande parte das situações clínicas considerando as dimensões médias dos dentes e a necessidade de se manter o selamento apical com o material obturador. A digitalização direta do canal radicular (espaço para o pino) pode eliminar a fabricação do padrão de resina nas técnicas direta e indireta e melhorar a adaptação do pino, economizando tempo, além de oferecer fluxo de trabalho totalmente digital e confortável ao paciente^{13,17}. Consequentemente, com a nova era digital na Odontologia, a utilização de escâneres intraorais e tecnologia CAD/CAM para a produção anatômica de pinos/núcleos devem ser avaliados, levando em consideração que escassos estudos foram realizados e ainda não se sabe qual a real capacidade de leitura e veracidade desses dispositivos intraorais disponíveis comercialmente, nem a adaptação marginal e interna dos pinos produzidos; aspectos de fundamental importância para a longevidade do tratamento de dentes tratados endodonticamente com extenso comprometimento coronário.

2 PROPOSIÇÃO

O presente estudo teve como objetivo avaliar a capacidade de leitura do canal radicular de caninos e a veracidade das leituras obtidas por diferentes escâneres intraorais. As hipóteses nulas inferidas baseiam-se na inexistência de diferenças nas profundidades de escaneamento e veracidade entre diferentes escâneres intraorais.

3 REVISÃO DA LITERATURA

Streacker e Geissberg²⁴ (2007) descreveram um caso clínico, onde um pino/ núcleo de zircônia foi confeccionado a partir da tecnologia CAD/CAM. Para isso, um padrão de resina quimicamente polimerizada foi fabricado e enviado para um laboratório com recursos CEREC inLab (Sirona Dental Systems LLC, Charlotte, NC), onde foi escaneado e fresado um pino/núcleo em corpo único a partir de bloco de zircônia. O pino/núcleo de zircônia foi então cimentado intraoralmente, da mesma maneira que um núcleo metálico fundido e, então, uma coroa cerâmica foi confeccionada para o paciente. O desejo do paciente de manter um dente natural e obter um resultado estético, e não ter metal utilizado na restauração do dente, são alguns dos desafios de restaurar dentes danificados na zona estética quando as cargas funcionais são preocupantes. Este procedimento requer a mesma quantidade de tempo que um pino/núcleo de metal fundido convencional, mas resulta na fabricação de um pino/núcleo de zircônia fresado para alcançar elevado nível de resistência e estética, o que é possível através da tecnologia CAD/CAM.

Liu et al.¹⁹ (2010) descreveram procedimento para restaurar um dente anterior extensamente destruído com pino/núcleo de fibra de vidro personalizado de corpo único, fabricado com auxílio de sistema CAD/CAM. Para isso, o canal radicular foi preparado com instrumento de baixa rotação para obter comprimento e diâmetro adequados para o pino/núcleo de fibra de vidro. Assim, a guta-percha foi removida até uma profundidade de aproximadamente 8,0 mm. Um molde do espaço do pino e dos dentes adjacentes foi obtido com polivinil siloxano (Flexitime; Heraeus Kulzer GmbH) e gesso pedra tipo IV de alta resistência (Royal Rock; Pemaco, Inc) foi utilizado para obtenção do modelo. A partir do modelo, um padrão de cera do pino/núcleo foi confeccionado sem bordas agudas para facilitar a digitalização. O padrão de cera foi digitalizado por escâner tridimensional (3D) (SmartVision; Gimmafei Technology Development Co, Ltd,) e os dados foram processados em software CAD/CAM (Capture1.0; Gimmafei Co, Ltd). O modelo digital do pino/núcleo foi desenvolvido e um bloco de fibra de vidro (Ouyaruikang New Material Science and Technology Co, Ltd), confeccionado em matriz de polímero epóxi apropriada para fresagem, com módulo de elasticidade semelhante ao das resinas compostas reforçadas com fibras foi fresado (VMC 850s; She Hong Industrial Co, Ltd, Taichung, Taiwan). De acordo com os autores, por meio desse, o pino/núcleo de fibra de vidro de corpo único adapta-se melhor ao canal radicular do que um pino de fibra de vidro pré-fabricado, reduz a espessura da camada de cimento, bem como fornece estrutura que não possui interface entre pino/núcleo e a porção

do núcleo é reforçada pela fibra de vidro. Além disso, não requer a confecção de núcleo de preenchimento em resina composta.

Lee et al.²⁵ (2014) descreveram técnica para superar as limitações dos escâneres odontológicos em digitalizar o espaço para pinos utilizando único pino de fibra de vidro e tecnologia CAD/CAM, eliminando assim a necessidade de um “pino de digitalização” e o módulo “pino e núcleo” no programa CAD. Após tratamento endodôntico e desobturação do canal do dente selecionado, um molde do conduto foi obtido com polivinil siloxano. Um modelo foi vazado e digitalizado por escâner de bancada (D800, 3Shape). Um núcleo de zircônia anatomicamente personalizado foi projetado no programa CAD (Dental System; 3Shape) e o bloco (BruxZir; Glidewell Laboratories) foi fresado em fresadora de 5 eixos (Ceracube CM5; Dental Plus Co). Segundo os autores, a produção de núcleo anatomicamente personalizado com a ajuda da tecnologia CAD/CAM é mais fácil do que com diferentes sistemas convencionais de pinos e núcleos. Além disso, pinos pré-fabricados de compósito reforçado com fibra podem não alcançar a adaptabilidade desejada em canais não circulares, largos ou extremamente cônicos e pode comprometer a retenção do pino em comparação com pinos rígidos (metálicos ou cerâmicos) personalizados. A taxa de sobrevivência e a resistência à fratura dessas restaurações devem ser mais investigadas.

Chen et al.²⁶ (2014) realizaram estudo *in vitro* com objetivo de introduzir novo procedimento CAD/CAM para fabricar pino/núcleo de fibra de vidro de peça única personalizado por meio de dados de digitalização de pinos e dados clínicos de preparos para coroa. Para isso, foi confeccionado um modelo padrão de maxila contendo três dentes preparados cada (incisivo lateral superior, canino e pré-molar), com condições para receberem restaurações associadas a pino. Os modelos foram montados em articulador e moldes de cada dente foram obtidos utilizando polivinil siloxano com moldeira parcial de arcada dupla e digitalizadas com escâner óptico de alta exatidão (Activity 102, SmartOptics). O modelo virtual de pino/núcleo foi criado a partir da digitalização de moldagens selecionados de um banco de dados de preparo de coroa de 107 registros coletados em clínicas. Com base nos modelos virtuais, pinos e núcleos personalizados para três dentes experimentais foram fresados a partir de um bloco de fibra de vidro com técnicas de fabricação auxiliadas por computador. Além disso, dois pacientes foram tratados para avaliar a praticidade deste novo método. A digitalização direta das moldagens dentárias tornou desnecessária para a confecção de um modelo positivo e de um padrão de cera, encurtando assim o tempo de tratamento e reduzindo a quantidade de materiais necessários. Os autores concluíram que o pino criado ajustou-se com precisão aos canais radiculares, resultando em uma camada de cimento

relativamente fina e uniforme e com esse método simplificado, todo o processo de digitalização e design foi realizado no consultório odontológico após a obtenção das moldagens dos pinos.

Pinto et al.²⁷ (2017) avaliaram a profundidade de escaneamento de um escâner intraoral (EI) para pino intraradicular (Trios 3, 3Shape) em comparação com uma moldagem de silicone tradicional obtida com um pino de plástico e uma moldeira personalizada. Seis pré-molares extraídos foram decorados e tratados endodonticamente. Depois de preparado o espaço para os pinos, foi criada uma estrutura em resina acrílica rosa com dois elementos de resina. No centro da estrutura foi colocada uma amostra de cada vez. Impressões digitais e tradicionais foram feitas para cada amostra. As impressões digitais foram projetadas através do software Computer-aided design (CAD) para integrar os resultados do scanner em uma grade tridimensional para fazer as medições. Uma lima K foi usada para medir o comprimento do espaço para pino de cada amostra obtida através da impressão tradicional de silicone e posteriormente os resultados da medição foram relatados em um medidor milimétrico. Além disso, foi realizada uma avaliação da largura das entradas dos pinos. Os espaços para pinos foram preparados em dentes pré-molares decorados e as profundidades preparadas ficaram entre 8,5 e 9,8 mm. Os preparos foram feitos 1 mm acima da junção cimento-esmalte até a parte apical do espaço do pino, e sem férula. Quando a profundidade do espaço entre os pinos foi <10 mm, a eficiência de escaneamento do EI (Trios 3) foi inadequada para digitalização do conduto, particularmente em canais radiculares estreitos. A discrepância média da profundidade de leitura expressa em porcentagem (19,58%) indica que a impressão digital com as tecnologias atuais não consegue digitalizar claramente o espaço do pino. Em dois casos a técnica digital obteve menos de 10% de diferença em relação à técnica tradicional, mas também houve casos em que a variação de profundidade atingiu quase 40%. As amostras que apresentaram a menor discrepância entre as duas técnicas expressaram maior entrada do espaço para pino. Neste estudo in vitro os autores concluíram que a aplicação do escâner intraoral para a leitura do espaço para pino, a fim de fornecer um pino anatômico, ainda não é confiável, pois ainda existem limitações de leitura de profundidade para os canais radiculares estreitos. De fato, neste tipo de canal é difícil alcançar com o feixe de luz do escâner intraoral as zonas mais profundas do conduto, com a consequente leitura incompleta do espaço para pino.

Falcão Spina et al.¹⁸ (2018) descreveram a fabricação de pino e núcleo personalizado em CAD-CAM com uma resina preenchida com nanopartículas, digitalizando a moldagem para o processo de projeto auxiliado por computador (CAD). Para isso, um segundo pré-molar

superior direito com tratamento endodôntico adequado e extensa restauração em resina composta. O preparo do canal radicular foi realizado com as brocas Largo nº 1, nº 2 e nº 3 (Dentsply Sirona) para um comprimento e diâmetro adequados. Para moldagem do conduto, foi utilizado o polivinil siloxano leve e pesado (Futura AD; Nova DFL), onde o material de corpo leve foi injetado no espaço do canal radicular usando uma seringa e um pino de plástico foi posicionado (PinJet; Angelus), em seguida a moldagem foi completada com material pesado sob uma moldeira de metal. O modelo foi vazado com gesso tipo IV (esthetic-base 300; Dentona AG) e escaneado com escâner da bancada (Ceramill Map400; Amann Girrbach AG). O pino/núcleo foi modelado com software de design (Ceramill Mind; Amann Girrbach AG), e definido uma redução de volume de 2,5% nos eixos mesiodistal e bucolingual para deixar espaço para a camada de cimento (Geomagic Studio 11; Geomagic). Em seguida, o pino e núcleo foi fresado (Ceramill Motion 2; Amann Girrbach AG) a partir de um bloco restaurador CAD/CAM (Lava Ultimate; 3M Dental Products). Após a fresagem, a adaptação do pino e núcleo personalizado foi conferida no modelo de gesso e na boca. A fabricação do pino e núcleo em CAD/CAM obtida a partir de uma moldagem direta com polivinil siloxano economizou tempo e melhorou a eficiência do fluxo de trabalho em comparação com a técnica de padrão de resina acrílica. Assim, o uso da tecnologia CAD/CAM com uma resina preenchida com nanopartículas resultou em um pino e núcleo funcional e estético.

Tsintsadze et al.¹⁷ (2018) avaliaram a força de *push-out*, espessura da camada de cimento e nanoinfiltração interfacial de pinos de fibra fabricados com tecnologia de design auxiliado por computador/fabricação assistida por computador (CAD/CAM) após o uso de três protocolos de escaneamento, a saber, escaneamento direto do espaço do pino (DS), escaneamento de uma impressão de poliéter do espaço do pino (IS) e digitalização de um modelo de gesso do espaço do pino (MS). Trinta pré-molares foram distribuídos aleatoriamente em três grupos correspondentes à técnica de escaneamento. Os pinos foram projetados por computador e fresados a partir de blocos experimentais de compósito reforçado com fibra. Os valores médios ($\pm$ DP) para resistência ao *push-out* e espessura do cimento foram $17,1 \pm 7,7$ MPa e 162 ± 24 μ m, respectivamente, para DS, $10,7 \pm 4,6$ MPa e 187 ± 50 μ m para IS, e $12,0 \pm 7,2$ MPa e 258 ± 78 μ m para amostras MS. A mediana (intervalo interquartil) dos escores de nanoinfiltração interfacial foi 3 (2-4) para DS, 2,5 (2-4) para IS e 3 (2-4) para MS. A retenção do pino foi melhor para pinos de fibra fabricados pela técnica DS do que para aqueles fabricados por IS e MS. A espessura do cimento não diferiu entre os corpos de prova DS e IS, mas a camada de cimento foi significativamente mais espessa no grupo MS do que nos outros dois grupos. Os autores concluíram que a técnica de digitalização

não afetou a capacidade de selamento, uma vez que os três grupos apresentaram valores de nanoinfiltração comparáveis.

Lee²⁸ (2018) descreveu técnica para confeccionar pino e núcleo de zircônia sem utilizar padrão de resina ou pino de escaneamento. Para isso, após avaliação do incisivo lateral superior direito, foi realizado um procedimento de aumento de coroa e retratamento endodôntico. O espaço para pino foi preparado e uma moldagem do conduto foi realizada com polivinil siloxano (Aquasil Ultra LV, Aquasil Ultra XLV; Dentsply Sirona) da maneira convencional, em seguida foi digitalizada com um scanner de luz azul (Identica Blue; Medit Corp). O pino/núcleo foi projetado usando um módulo de inlay no software CAD (Dental System 2014 2.9.9.5; 3Shape), e fresado em fresadora de 5 eixos (Arum 5X-200; DoowonID) a partir de bloco de zircônia (AlphaZ; DMAX). Após verificação da adaptação intraoralmente, o pino/núcleo foi cimentado com cimento resinoso (PermaCem 2.0; DMG Chemisch-Pharmazeutische Fabrik GmbH). Para o autor, ao usar esta técnica, o pino/núcleo personalizado pode ser fabricado rapidamente sem investir em equipamentos e software necessários para a fundição, eliminando a necessidade de um padrão ou de um pino de escaneamento, e melhorando o ajuste passivo do pino. Concluindo assim, que esta técnica combinada analógica e digital simplificou o processo de fabricação do pino/núcleo de zircônia e reduziu possíveis erros humanos, como também o tempo de cadeira no consultório.

Hendi et al.⁸ (2019) avaliaram e compararam a retenção e lacuna das técnicas semidigital e totalmente digital com a técnica direta convencional usando radiografias digitais e teste de *pull-out*. As moldagens foram feitas usando padrões diretos de resina acrílica (convencional), moldagens do conduto com silicone digitalizadas com um scanner de laboratório 3Shape (meio digital) e pinos de digitalização intracanal capturados com um scanner intraoral 3Shape (totalmente digital). Fundição e fresagem foram realizadas para a moldagem convencional e digitalizada. Um teste universal de *pull-out* foi utilizado para medir a retenção a uma velocidade de 0,5 mm/min. O gap apical de cada pino nos canais foi definido com radiografia digital paralela. Os autores analisaram os dados obtidos pelo teste de Kruskal-Wallis ($\alpha=0,05$) e teste de Mann-Whitney no $\alpha=0,016$ ajustado, e encontraram diferenças significativas entre as técnicas convencional, totalmente digital e semidigital em termos de gap apical (0,11, 0,29 e 0,66 mm; $P<0,001$) e retenção ($171,6\pm1,9$, $107,1\pm5,6$ e $91,8\pm6,6$ N; $P<0,001$). A correlação entre gap e retenção nas técnicas convencional ($P = 0,43$), totalmente digital ($P = 0,09$) e semidigital ($P = 0,06$) não foram estatisticamente e significativamente diferentes. Assim, os autores concluíram que a técnica convencional foi mais precisa e resultou em maior retenção do que as técnicas totalmente digital e semidigital.

No entanto, as técnicas digitais podem ser aceitáveis porque resultam em pinos e núcleos com valores de gap e retenção dentro da faixa normal aceitável.

Moustapha et al.¹³ (2019) avaliaram a adaptação marginal e o ajuste interno de pinos e núcleos de fibra fresados utilizando diferentes métodos de escaneamento. Foram utilizados três métodos diferentes de escaneamento ($n = 10$): um scanner intraoral (IOS) (Trios 3; 3Shape) para digitalizar diretamente o espaço do pino (Grupo T) e um scanner de laboratório para digitalizar indiretamente o padrão de resina (Grupo RP) e a moldagem de silicone (Grupo S) do espaço do pino. Todos os espécimes foram examinados em microscópio óptico para medição da discrepância marginal vertical (DVM), e cinco de cada grupo foram escaneados por tomografia microcomputadorizada (μ CT) para avaliação da DVM, ajuste interno na parede (IFC), pino-ápice (PA) e em quatro cortes transversais horizontais (CS1-4) no interior do canal. Todos os dados foram analisados utilizando ANOVA de desenho misto, seguido de testes pareados para identificar as diferenças ($\alpha = 0,05$). A análise estatística revelou que o Grupo T foi associado ao menor espaço de cimento em comparação com o Grupo RP ($P = 0,001$) e Grupo S ($P < 0,001$) para DVM usando μ CT ou microscopia direta (MO) ($P < 0,001$). Da mesma forma, o espaço de cimento para o Grupo T foi menor que o do Grupo S ($P = 0,039$) quando medido no IFC (μ CT), e menor que o do Grupo RP ($P = 0,025$) quando medido em CS1-4 (μ CT), com CS1 maior que CS3 ($P = 0,015$). Não houve diferença significativa na AF ($P = 0,271$). Os autores concluíram que o fluxo de trabalho digital completo apresentou melhor adaptação quando foi adotada a digitalização direta com escâner intraoral (Trios 3), em comparação com a digitalização indireta do padrão de resina ou moldagem de silicone. A digitalização do padrão de resina ou da moldagem de silicone introduziu mais variáveis no processo digital ou na fresagem de um pino e núcleo de fibra de peça única.

Libonati et al.²³ (2020) descreveram uma técnica de confecção de pino/núcleo de fibra de vidro CAD/CAM através impressão intraoral digital. Para isso, um pré-molar inferior foi tratado endodonticamente, e o espaço do pino foi preparado com 9 mm de profundidade, garantindo a manutenção de um selamento apical de guta-percha de 6 a 7 mm, e escaneado utilizando um scanner intraoral Trios (3Shape). A profundidade da preparação foi estabelecida em relação a um estudo preliminar in vitro sobre a capacidade do scanner Trios de ler espaço para pino realizado por Pinto et al.²⁷ que confirmaram a capacidade do scanner Trios (3Shape) de ler espaço para pino de até 9 mm de profundidade. Após o processamento da imagem 3D e design CAD da peça, um pino e núcleo de fibra de vidro personalizado (Trilor Bioloren) foi fabricado por fresadora CAM (Roland DWX-50), assim como uma coroa provisória em resina

composta. O pino/núcleo fresado foi confeccionado com linha de cimentação de 80µm para garantir uma adaptação adequada sem interferir nos procedimentos de cimentação. Após verificação de adaptação, nenhum ajuste foi necessário. Os autores pontuaram que a técnica digital nos permite converter a superfície côncava do canal radicular na superfície convexa do pino, e realizar um pino/núcleo anatômico que melhora a biomecânica do dente tratado endodonticamente, reduzindo a possibilidade de fraturas radiculares. Além do mais, a técnica direta é considerada mais precisa, em termos de veracidade e precisão (ISO) na confecção de trabalhos protéticos por meio do fluxo de trabalho digital. Por fim, os autores concluíram que a precisão do pino/núcleo CAD/CAM permite uma quantidade mínima de cimento e pode resultar em uma melhor adesão às paredes dentinárias.

Perucelli et al.¹⁶ (2021) analisaram *in vitro* a adaptação de pinos/núcleos de resina composta fabricados através de um fluxo de trabalho parcialmente digital e compará-la com pinos/núcleos metálicos fundidos fabricados através de métodos convencionais. Os parâmetros utilizados para avaliar a adaptação foram o volume do espaço de cimentação (VCS), a espessura de película de cimento (FT) e o gap apical (AG), que é a distância entre a porção apical do pino e núcleo e o restante da guta-percha. Para isso, oito pré-molares humanos extraídos foram tratados endodonticamente e preparados para pinos/núcleos personalizados. Os pinos/núcleos metálicos fundidos foram fabricados com liga de Ni-Cr (Fit Cast-Sb Plus; Talmax) e métodos convencionais de modelagem do padrão de resina diretamente no canal radicular (modelagem direta convencional) ou indiretamente em um modelo de gesso (modelagem indireta convencional). Os pinos/núcleos de resina composta foram fresados a partir de blocos CAD/CAM de resina composta vitrocerâmica nanohíbrida (Brava Block; FGM) usando o fluxo de trabalho parcialmente digital. Um scanner de laboratório foi usado para digitalizar moldagens de polivinil siloxano (semidigital parcial CAD/CAM direto [PSC]) dos canais radiculares e padrões de resina fabricados diretamente (CAD/CAM direto parcial digital [PDC]) ou indiretamente (parte-digital CAD/CAM indireto digital [PIC]). Todos os pinos/núcleos foram colocados nos canais radiculares respectivamente preparados, escaneados com tomografia microcomputadorizada e medidos em termos de volume do espaço de cimentação, espessura da película de cimento em cada terço radicular e espaço apical entre a extremidade apical do canal radicular e os pinos/núcleos e a guta percha remanescente (lacuna apical). Os grupos foram comparados para cada parâmetro de adaptação usando ANOVA de 2 vias (volume do espaço de cimentação e gap apical) e de 3 vias (espessura do filme), e o teste post hoc multicomparação de Games-Howell ($\alpha=0,05$). O grupo de modelagem direta convencional apresentou menor

volume médio do espaço de cimentação do que todos os pinos e núcleos de resina composta CAD/CAM ($P < 0,041$). O grupo de modelagem indireta convencional teve um volume menor da média do espaço de cimentação do que o PDC ($P < 0,024$), mas não foi significativamente diferente do PIC ($P = 0,577$) ou PSC ($P = 0,221$). Os resultados mostraram que independentemente do fluxo de trabalho de fabricação, não foram observadas diferenças entre os pinos e núcleos de resina composta CAD/CAM ($P > 0,05$). No terço apical da raiz, a modelagem direta convencional e a modelagem indireta convencional tiveram médias de espessura de filme menores que PSC ou PDC ($P < 0,05$). No terço médio, a modelagem direta convencional e a modelagem indireta convencional tiveram médias de espessura de filme mais baixas que o PDC ($P < 0,001$). No terço cervical não foram observadas diferenças nas médias de espessura do filme entre os grupos ($P > 0,05$). O PDC teve uma média de gap apical menor que o PSC ($P = 0,013$), enquanto nenhuma diferença significativa foi encontrada para outras comparações de pares ($P > 0,05$). Os autores concluíram que os pinos/núcleos metálicos tiveram uma adaptação ligeiramente melhor que os pinos/núcleos de resina composta CAD/CAM; no entanto, o fluxo de trabalho de fabricação parcialmente digital de pinos/núcleos de resina composta CAD/CAM forneceu parâmetros de adaptação dentro de uma faixa clinicamente aceitável e consome menos tempo clínico.

Os pinos de fibra de vidro fresados CAD/CAM podem ser uma alternativa para a produção de pinos de fibra de vidro personalizados e bem-adaptados para canais radiculares alargados. A adaptação adequada leva a uma interface pino-cimento-dentina homogênea que é mecanicamente estável para uma reabilitação confiável. Gama et al.¹⁴ (2021) avaliaram a cimentação e o comportamento mecânico de canais radiculares alargados restaurados com sistemas de pinos/núcleos de fibra de vidro fresados CAD/CAM. Sessenta e seis caninos humanos tratados endodonticamente com canal radicular alargado foram divididos em três grupos diferentes de acordo com o tipo de pino: GPF recebeu pinos pré-fabricados; O GREL recebeu pinos de fibra de vidro reembasados e a GMILLED recebeu pinos de fibra de vidro fresados em CAD/CAM. A cimentação foi realizada com cimento resinoso autoadesivo. As amostras foram submetidas à análise de microtomografia computadorizada para análise de vazios e lacunas. As raízes foram seccionadas e submetidas ao teste de resistência de união push-out. A carga para fraturar foi avaliado em sistemas post-and-core. Os resultados mostraram que GMILLED apresentou menor volume de vazios e menores volumes de gap quando em comparação com GPF e GREL. No teste de carga até a fratura, o GREL apresentou maior valores que GMILLED. Os valores de GPF não tiveram diferença estatisticamente significativa em relação aos outros dois grupos. No teste de resistência de

união *push-out*, o GPF apresentou valores inferiores estatisticamente significativos quando em comparação com GREL e GMILLED. O padrão de falha mais comum foi entre dentina e cimento em todos os grupos. Os sistemas de pinos/núcleos de fibra de vidro fresados CAD/CAM apresentaram uma melhor adaptação dos pinos de fibra de vidro aos sistemas de canais radiculares alargados, e conseqüentemente, menor linha de cimentação. Seus resultados foram comparáveis aos pinos reembasados em termos de resistência de adesão, enquanto os resultados de carga até a fratura para GMILLED foram inferiores aos do GPF.

Kanduti et al.²⁹ (2021) compararam a precisão de pinos fabricados usando uma técnica direta convencional com fundição com a precisão de pinos fabricados usando um protocolo totalmente digital com tecnologia CAD/CAM. Dez incisivos superiores permanentes extraídos foram tratados endodonticamente e preparados para um pino com 10 mm de comprimento. Para cada dente foram confeccionados dois pinos metálicos, um por fundição (Grupo C) e outro por protocolo totalmente digital (Grupo D). A precisão do ajuste foi analisada com microtomografia computadorizada (μ CT) para comparar o volume do espaço, a área do espaço e a distância entre o pino e a parede do canal radicular preparado entre os pinos. Os valores médios e o desvio-padrão do volume total do espaço e da distância entre o pino e a parede do canal radicular preparado, respectivamente, foram: Grupo C: $2,22 \pm 1,35 \text{ mm}^3$ e $53,66 \pm 23,39 \text{ }\mu\text{m}$; Grupo D: $3,82 \pm 0,45 \text{ mm}^3$ e $89,47 \pm 19,30 \text{ }\mu\text{m}$. Os valores para os pinos do Grupo C foram significativamente mais baixos ($P = 0,002$). Todos os valores de volume espacial em todas as seções medidas foram significativamente menores para os pinos do Grupo C. A distância média e a área do espaço entre o pino e a parede do canal radicular preparado nas seções apicais 3 ($P < 0,001$ para ambos) e 4 ($P = 0,0019$; $P = 0,004$, respectivamente) foram significativamente menores no Grupo C. Não foram calculadas diferenças significativas nas seções cervicais 1 e 2. Os autores concluíram que ambos os métodos de fabricação de pinos foram igualmente precisos na parte cervical do canal radicular preparado; entretanto, foi observada diferença significativa quanto à acurácia de ambos os métodos para as partes apicais dos pinos.

Elter et al.³⁰ (2022) avaliaram *in vitro* a veracidade do escaneamento do espaço para pino em até 20 mm com um scanner intraoral (EIO). Os grupos de teste foram projetados com espaço para pino de 20, 18, 16, 14, 12 e 10 mm de comprimento, cada um dos quais foi escaneado oito vezes pelo mesmo operador. A moldagem convencional do espaço para pino foi realizada com polivinil siloxano de corpo leve com auxílio de um palito de madeira preparado de acordo com o comprimento e largura do conduto para suportar o material de silicone e evitar alterações dimensionais na impressão durante a remoção. A moldagem com

silicone foi digitalizada por um scanner extraoral (CEREC inEos X5; Dentsply Sirona; Bensheim, Alemanha), e os dados da linguagem de tesselação padrão (STL) foram registrados para cada grupo. Os autores encontraram que a profundidade do espaço digitalizado afetou a veracidade dos escaneamentos realizados pelo escâner intraoral (Primescan), quando a profundidade geral do espaço do pino preparada foi >14 mm. A adaptação da estrutura personalizada do pino/núcleo foi inadequada, resultando no aumento da espessura do cimento. Quando a profundidade geral do espaço do pino preparado foi <14 mm e o diâmetro $> 2,2$ mm, o Primescan (EIO) pode ser considerado para a moldagem da estrutura pino/núcleo, simplificando os procedimentos de moldagem.

Piangsuk et al.³¹ (2022) compararam a precisão de pinos/núcleos criados com três técnicas de fabricação diferentes: convencional direto, fresagem e impressão tridimensional (3D). Para isso, treze incisivos centrais de raiz única extraídos foram selecionados, e o tratamento de canal radicular e preparo dentário para coroa foram realizados em todos os dentes. A preparação do espaço do pino de 11 mm foi criada usando uma broca pré-fabricada para pino de fibra afim de padronizar a largura e o comprimento do espaço do pino. Moldagens do canal radicular foram realizadas em todos os dentes usando material de moldagem de polivinil siloxano. Cada impressão foi então escaneada tridimensionalmente usando um scanner de laboratório extraoral (D2000; 3shape). As impressões digitalizadas foram usadas para projetar os pinos/núcleos com o software CAD 3Shape. Os pinos/núcleos projetados digitalmente foram usados para fabricar padrões de resina impressos em 3D e fresados. Os mesmos dentes foram utilizados para confeccionar pino/núcleo com técnica convencional (duplicação direta do canal radicular com padrão de resina). Os pinos/núcleos metálicos foram avaliados/testados nos dentes e ajustados manualmente até serem clinicamente aceitáveis. Os autores encontraram que estas três técnicas de fabricação de pinos/núcleos apresentaram resultados diferentes nas diversas etapas de fabricação. A precisão do padrão de resina impresso em 3D ($26,89 \pm 11,09$ mm³) foi inferior em comparação ao padrão de resina fresada ($28,20 \pm 11,41$ mm³, $p = 0,0002$). No entanto, a estabilidade dimensional do padrão de resina impressa em 3D antes e depois da fundição ($0,56 \pm 0,95$ mm³) foi superior ao padrão de resina fresada ($0,79 \pm 0,89$ mm³) e ao padrão de resina direta ($2,51 \pm 1,38$ mm³, $p = 0,00002$). Todas as três técnicas apresentaram redução significativa do volume após ajuste ($p = 0,0002$). Na etapa final, o pino metálico ajustado e o núcleo fabricado com três técnicas diferentes não apresentaram diferença estatística na acurácia ($p = 0,15$). Assim, pinos/núcleos fabricados digitalmente têm o mesmo grau de precisão daqueles fabricados usando a técnica convencional de pinos/núcleos.

Vogler et al.³² (2023) realizaram um estudo *in vitro* com o objetivo investigar o desempenho do pino/núcleo fundido (CPC) personalizado feito de liga não preciosa fabricado em um fluxo de trabalho convencional e do pino/núcleo CAD/CAM reforçado com fibra (FRPC) fabricado em um fluxo de trabalho totalmente digital no consultório. Para isso, 30 dentes uniradiculares com tamanhos comparáveis de 15 mm de comprimento e 6 mm de largura ($\pm 1,0$ mm) foram selecionados. Após tratamento endodôntico e tempo de cura do cimento obturador (24 h), o preparo do espaço do pino foi realizado utilizando o sistema ER (ISO 90, Komet, Alemanha) em um comprimento de 10 mm e os dentes foram divididos em dois grupos de investigação (convencional e digital). Para o fluxo de trabalho convencional (C), 15 dentes foram moldados utilizando um material do tipo poliéter (Impregum, 3M) com pino de resina (ER CAST-Stift, ISO 90, Komet). A moldagem foi transferida para um modelo de gesso (Implantat-rock, Picodent,) que foi posteriormente digitalizado com um escâner intraoral (Primescan, Dentsply Sirona). Para o fluxo de trabalho digital (D), a impressão digital do pino/núcleo foi obtida utilizando um scanner intraoral (Primescan, Dentsply Sirona). O fluxo de trabalho chairside totalmente digital para pino/núcleo CAD/CAM descrito no presente estudo tem o potencial de combinar as vantagens de um tratamento chairside com FRPC e CPC customizado. Dentro das limitações deste estudo, o compósito CAD/CAM reforçado com fibra (Trinia) pode ser usado para fabricar pino/ núcleo personalizado para dentes anteriores com extensa destruição coronal em um fluxo de trabalho digital chairside com comportamento mecânico superior e precisão de ajuste em comparação com o “padrão ouro” do CPC. Além disso, os resultados mostraram que mesmo o CPC deve ser cimentado adesivamente, para diminuir o risco de perda de retenção e fratura radicular.

Vogler et al.³³ (2023) realizaram um estudo *in vivo* para comparar o pino/ núcleo CAD/CAM fabricados em um fluxo de trabalho totalmente digital no consultório com o pino/núcleo fundido convencional (CPC), de acordo com a precisão de adaptação e da tomada de impressão. O estudo foi realizado em 30 dentes de 25 pacientes que receberam CPC durante seu plano de tratamento protético. Em cada dente foram feitas uma moldagem do pino de forma convencional e uma digital. Foi utilizando um scanner intraoral (PrimeScan, Dentsply Sirona) para escaneamento direto do conduto radicular. Posteriormente, foram fabricados CPC seguindo um fluxo de trabalho convencional e pino/núcleo CAD/CAM seguindo um fluxo de trabalho digital. Ambos os pinos/ núcleos foram testados intraoralmente e avaliados de acordo com uma ficha de avaliação padronizada. O desvio entre os dois métodos de impressão foi avaliado através da sobreposição dos conjuntos de dados em software de análise 3D. Os autores encontraram que o CAD/CAM PC teve desempenho

significativamente melhor em comparação ao CPC de acordo com a precisão do ajuste ($p = 0,022$) e viabilidade de tomada de moldagem ($p < 0,001$). O desvio entre os métodos de moldagem do pino aumentou de “coronal” para “apical”. Entre “coronal”/“médio” não foi detectada diferença significativa ($p = 0,158$), enquanto a comparação pareada entre as demais categorias de medida mostrou diferenças significativas ($p = 0,002$, $p < 0,001$). Os autores concluíram que o fluxo de trabalho totalmente digital realizado no consultório e o pino/núcleo CAD/CAM fabricados mostraram melhor precisão de ajuste e viabilidade do que moldagem do pino/núcleo fundido fabricados de maneira convencional. Portanto, com a tecnologia CAD/CAM é possível restaurar dentes tratados endodonticamente com pinos/núcleos customizados em uma única sessão.

Liao et al.³⁴ (2023) avaliaram o fluxo de trabalho parcialmente digital que integrou a impressão intracanal com o escaneamento da dentição e a precisão dos pinos/ núcleos fabricados. Foram preparados modelos padrão com três dentes extraídos (um incisivo central, um pré-molar e um molar). Após tratamento endodôntico, o canal foi desobturado em 10mm. Moldagens do canal foram realizadas com polivinil siloxano (Express VPS; 3M) e foram realizados dois escaneamentos. O primeiro escaneamento da moldagem do espaço do pino foi digitalizada com um scanner de laboratório (D2000 Scanner; 3Shape). A superfície convexa da moldagem foi convertida na superfície côncava do espaço do pino pelo software Dental Manager (Dental System; 3Shape) e um modelo digital do espaço do pino foi construído. No segundo escaneamento, os modelos de gesso com as estruturas coronais dos dentes experimentais e o registro interoclusal foram digitalizados com scanner intraoral de consultório (TRIOS; 3Shape) para estabelecer os modelos digitais da arcada dentária. O Software Dental Manager integrou o modelo digital parcial do espaço do pino com o modelo digital de dentição que continha informações oclusais. A forma, o ângulo de convergência do núcleo, o trajeto de inserção do pino e o espaço reservado para coroa total em cerâmica foram obtidos por meio de CAD. O espaço entre a superfície do pino/núcleo e a parede do canal foi ajustada para 40 μm . Oito pinos/núcleos foram confeccionados para cada dente pela técnica semidigital e oito pela técnica convencional como controle. Medições de precisão foram feitas nas imagens micro-CT. O volume do espaço total (VOS) entre o pino e a parede do canal, as áreas de espaço em três seções padronizadas (A-cervical, B-médio e C-apical) e o gap apical (AG) foram calculados e analisados estatisticamente usando análise bidirecional de variação. A significância estatística foi estabelecida em $p < 0,05$. Os autores encontraram que as duas técnicas diferiram significativamente no VOS ($p < 0,05$), seção B ($p < 0,05$) e AG ($p < 0,05$) de todos os três dentes, mas não para as seções A ($p = 0,099$) e C ($p = 0,636$), e concluíram

que a técnica semidigital investigada neste estudo poderia produzir pinos/núcleos personalizados com melhor ajuste do que a técnica convencional.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Nesta seção, descrevemos os procedimentos experimentais e os protocolos utilizados para conduzir nosso estudo.

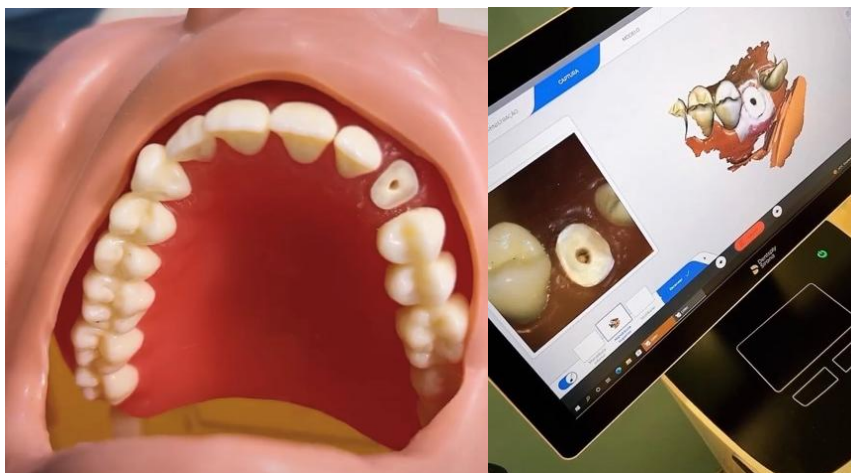
4.1 Seleção dos Dentes e Preparo dos Corpos-de-Prova

Dez caninos mandibulares de humanos, extraídos, com dimensões anatômicas similares (mensuradas com paquímetro digital) e raízes retas, livres de cáries, trincas ou fraturas foram extraídos, limpos e mantidos em solução de timol a 0,1% durante 24 h e, em seguida, armazenados em água destilada. Após aprovação do projeto de pesquisa pelo Comitê de Ética da Faculdade de Odontologia de Araraquara/UNESP (141764/2023), os elementos foram radiografados periapicalmente, as coroas dentárias removidas com disco diamantado refrigerado à água, a fim de obter remanescente radicular padronizado de 17 mm. Em seguida, os canais foram instrumentados com sistema rotatório Bassi Logic (Easy, Belo Horizonte, MG, Brasil) até a lima 40, com 0,05 de conicidade, sob constante irrigação, aspiração e inundação do canal radicular com 5,0 mL de hipoclorito de sódio a 2,5% (Asfer, São Caetano do Sul, SP, Brasil), preservando 1,0 mm apical durante a instrumentação intracanal, para evitar extravasamento de material obturador. Após o preparo biomecânico com lima 40 Logic, foi inserido EDTA 17 % (Biodinâmica, Ibitiporã, PR, Brasil) no interior do canal radicular por 60 s, seguido de irrigação com 10 mL de soro fisiológico. O canal radicular foi seco com cones de papel absorvente e obturado por meio da técnica do cone único com cone de gutapercha referente ao último instrumento utilizado e cimento endodôntico à base de resina epóxi AH plus (Dentsply Maillefer, Ballaigues, Suíça), após foram selados com ionômero de vidro (XX). As raízes foram acondicionadas em saliva artificial, composta por cloreto de potássio 0,096 %, cloreto de sódio 0,067 %, cloreto de magnésio 0,004 %, fosfato de potássio bibásico 0,027 %, cloreto de cálcio 0,012 %, metilparabeno 0,001 %, propilparabeno 0,01 %, carboximetilcelulose 0,8 %, sorbitol sol 70 % e água purificada qsp (Faculdade de Ciências Farmacêuticas - UNESP, Araraquara, SP, Brasil) e mantidas em estufa a 37 °C com 100 % de umidade relativa por 7 dias para assegurar a completa presa final do cimento obturador. Posteriormente, realizou-se a desobturação do canal radicular nos terços cervical e médio com instrumento Rhein aquecido, seguido das brocas Gates Glidden #2-4 e largo #3-4 (Dentsply-Maillefer Instruments SA, Ballaigues, Suíça). Uma quantidade de 7,0 mm de obturação apical foi mantida, variando de acordo com delta apical, e confirmada radiograficamente para cada

amostra. Para remoção do material obturador que permaneceu nas paredes radiculares após os preparos biomecânicos, foi utilizada ponta ultrassônica E4D (Helse Ultrasonic, Santa Rosa de Viterbo, SP, Brasil). A ponta foi ativada pelo dispositivo Ultrawave XS (Ultradent Products Inc, South Jordan, EUA) sob frequência de 32 kHz e potência de 25 % nas paredes do canal até a remoção total do material obturador. Esse procedimento foi realizado com o auxílio de microscópio cirúrgico (MC-M1232, DF Vasconcellos, Valença, RJ, Brasil), com aumento de 13X. A profundidade final do preparo do espaço para pino, confirmada com lima endodôntica e cursor de borracha, foi de 10 mm; medida de referência considerada no presente estudo³⁵.

Para reproduzir condições clínicas de luminosidade, acesso e ângulo de trabalho intraorais, a metodologia do estudo incluiu a inserção das raízes dos dentes em manequim articulado (Prnew, São Gonçalo, RJ, Brasil) e simulador BOB (Prnew, São Gonçalo, RJ, Brasil) (Figura 1). Os escaneamentos foram realizados conforme as recomendações de cada fabricante. As amostras foram divididas em três grupos experimentais de acordo com o escâner utilizado (Quadro 1). Cada espécime foi escaneada três vezes para obtenção de modelos virtuais. Os escâneres foram calibrados de acordo com as instruções de cada fabricante.

Figura 1- Manequim acoplado ao simulador BOB e imagem do escaneamento no escâner PrimeScan (Sirona)



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Quadro 1- Escâneres, fabricantes e siglas dos grupos experimentais

<i>Escâner</i>	<i>Sigla do grupo</i>
1) Trios 3 (3Shape, Copenhagen, Dinamarca)	<i>T3</i>
2) PrimeScan (Dentsply Sirona, Charlotte, EUA)	<i>PS</i>
3) Medit i600 (MEDIT corp., Seoul, República da Coréia)	<i>MI</i>

Fonte: Elaboração própria.

4.2 Avaliação da Profundidade de Escaneamento do Canal Radicular

O escaneamento foi realizado por único operador seguindo as recomendações de cada fabricante dos escâneres utilizados. O operador realizou o escaneamento dos corpos-de-prova no mesmo horário e ambiente, respeitando as mesmas condições de luz ambiente e de sequência de digitalização em termos das faces a serem capturadas. As imagens digitalizadas obtidas foram exportadas como arquivos em extensão. STL. As imagens, refinadas e renderizadas nos programas dos respectivos fabricantes (MEDIT Link 3.2.0, 3Shape Dental system 2023 2.6.9.1, Sirona Connect 5.2.7), foram analisadas e a profundidade foi mensurada utilizando o programa EXOCAD versão Galway 3.0 (CAD Software; Exocad GmbH). Os valores obtidos em milímetros foram tabulados para posterior análise estatística.

4.3 Análise da Veracidade/Acurácia

Para medir a acurácia (veracidade) dos escaneamentos, os STL's projetados foram sobrepostos por meio de um método de alinhamento inicial (alinhamento de melhor ajuste) e comparação 3D utilizando o programa de análise 3D software Control X (Geomatic, 3D System). Para isso, foi realizado um projeto para pino intraradicular por meio do software EXOCAD (Figura 2) e, em seguida, as imagens foram exportadas em STL para análise no Software Control X (Geomatic, 3D System). Como dado de referência foi considerado o escâner PrimeScan (Sirona), e como dados analíticos de comparação os resultados produzidos por Trios 3 e MEDIT I600. As discrepâncias entre os dados de referência e mensurados foram calculadas como valores de raiz quadrada média (*RMS*) e registradas para a avaliação

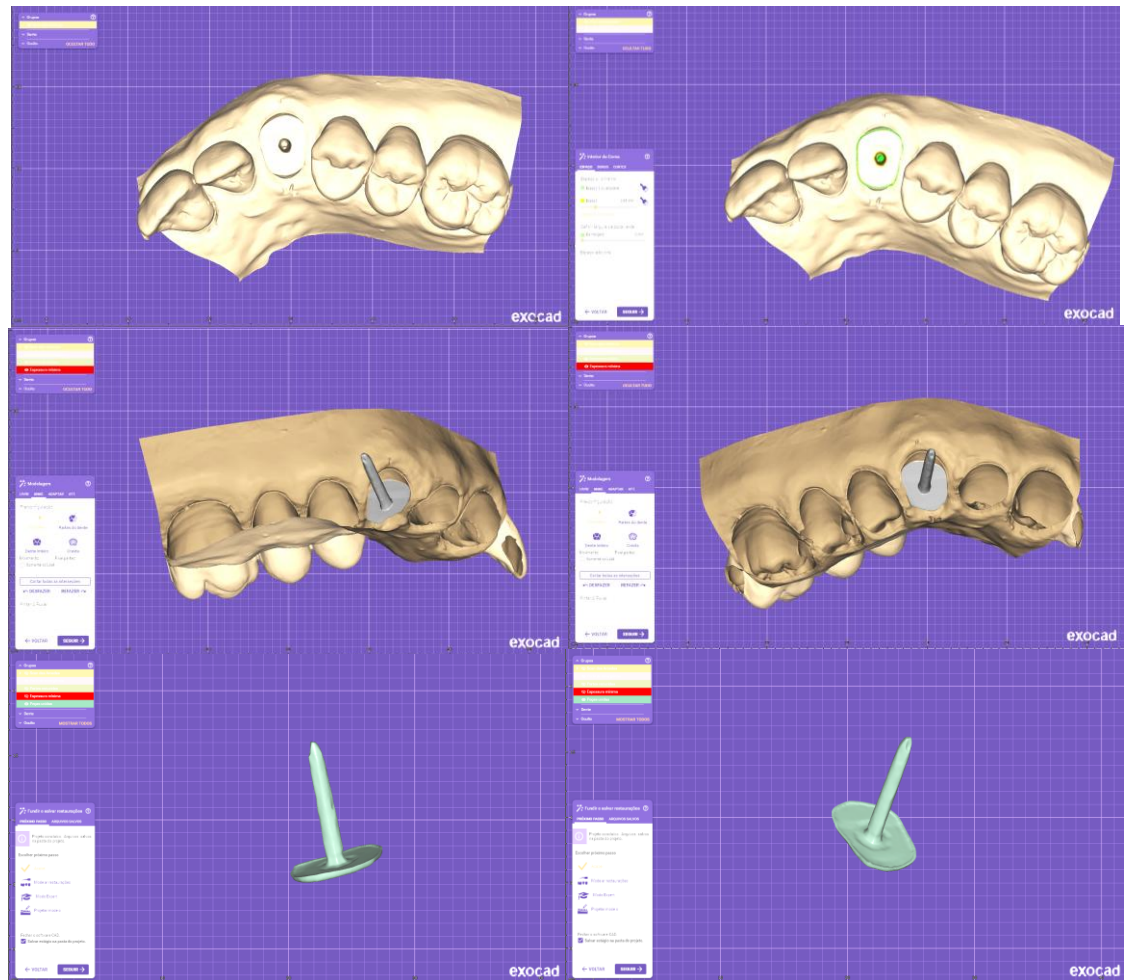
de veracidade. O *RMS* representou a média da coexistência de valores positivos e negativos conforme a fórmula:

$$RMS = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (X1,i - X2,i)^2}{\sqrt{n}}}$$

Onde n é o número total de pontos de medição, $X1,i$ é o ponto de medição dos dados de referência, e $X2,i$ é o ponto de medição dos scanners intraorais. O valor do *RMS* foi calculado pelo software a partir do modelo de referência e modelo analítico de comparação.

Por meio do programa Control X (Geomatic, 3D systems) calcularam-se os valores de raiz quadrada da média (*RMS*) para serem, posteriormente, submetidos às análises estatísticas. Um valor *RMS* mais baixo indica maior veracidade. Foi utilizado um mapa de cores representando o desvio visual na região fora dessa faixa: as cores vermelho-amarelo indicaram um desvio positivo e as cores azul-turquesa indicaram um desvio negativo. A veracidade refere-se à proximidade de concordância entre a média dos dados medidos e o dado de referência e é fornecida pela *RMS*. A análise de veracidade foi apresentada como um mapa de diferença de cores e os valores numéricos de mínimo, máximo, média positiva, média negativa, variação e *RMS*.

Figura 2- Exemplo de desenho do pino a partir da imagem digitalizada pelo escâner PrimeScan no software ExoCAD



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

4.4 Delineamento Estatístico

Nesta seção, apresentamos o delineamento estatístico utilizado para analisar os dados obtidos neste estudo sobre a avaliação da capacidade de leitura do canal radicular e a precisão dos escâneres intraorais na confecção de pinos intraradiculares por CAD/CAM.

4.4.1 Profundidade de escaneamento

Os dados quantitativos da profundidade de escaneamento (mm) do canal radicular, obtidos com a utilização de cada dispositivo, foram submetidos à análise estatística após checagem dos pressupostos de normalidade (Shapiro-Wilk) e homocedasticidade (Levene).

Considerando que os dados aderiram à curva de normalidade ($p > 0,05$), mas não apresentaram homocedasticidade ($p < 0,05$), decidiu-se analisar os dados por meio de análise de variância a um critério (1-way ANOVA), seguida pelo pós-teste de Games-Howell, ambos com nível de significância de 95%.

4.4.2 Análise da veracidade/acurácia

Os dados de *Root Mean Square (RMS)* dos escâneres Trios 3 e MEDIT i600 em comparação ao PrimeScan, considerado como valor de referência com base nos resultados homogêneos obtidos de profundidade de escaneamento, foram submetidos à análise de normalidade ($p > 0,05$). Em seguida, empregou-se o teste t para comparação das amostras independentes dos dados de *RMS* de PrimeScan Vs. Trios 3 e PrimeScan Vs. MEDIT i600. Não houve igualdade de variâncias (Levene; $p = 0,041$). Portanto, utilizou-se os dados de saída da linha de igualdade de variâncias não assumida para interpretação dos resultados estatísticos obtidos no SPSS.

5 RESULTADOS

Nesta seção, apresentamos os resultados obtidos neste estudo. Os dados foram analisados conforme descrito no delineamento estatístico previamente detalhado.

5.1 Profundidade de Escaneamento

Os resultados da 1-way ANOVA obtidos a partir da análise dos dados de profundidade de escaneamento permitiram verificar que houve diferenças estatisticamente significantes ($p < 0,05$) entre os escâneres empregados (Tabela 1).

Tabela 1- Médias e desvios-padrão ($\pm$) dos valores de profundidades de escaneamento do canal radicular obtidas com os diferentes escâneres empregados e resultados do pós-teste de Games-Howell

	<i>Trios 3</i>	<i>PrimeScan</i>	<i>MEDIT i600</i>
Profundidade de escaneamento	8,77 $\pm$ 0,58 B	10 $\pm$ 0,00 A	5,21 $\pm$ 0,86 C

Letras diferentes denotam resultados estatisticamente diferentes entre si ($p < 0,05$).

Fonte: Elaboração própria.

A partir da interpretação da Tabela 1, nota-se que o escâner PrimeScan foi capaz de atingir a profundidade proposta de 10 mm, produzindo resultados homogêneos e superiores ($p < 0,05$) em relação aos demais equipamentos. Trios 3 produziu resultados intermediários, superiores ($p < 0,05$) aos resultados do escâner MEDIT i600.

5.2 Veracidade/Acurácia

Houve diferença entre os valores de *RMS* dos agrupamentos analisados pelo teste t. Em relação ao modelo de referência (PrimeScan), o escâner Trios 3 produziu valores de média de *RMS* ($0,073 \pm 0,03$) superiores aqueles do MEDIT i600 ($0,049 \pm 0,02$); com diferenças estatisticamente significantes [$t(16,072) = 2,250$; $p = 0,039$], conforme Apêndice A.

6 DISCUSSÃO

Um fluxo de trabalho totalmente digital para fabricação de pinos e núcleos CAD/CAM elimina a necessidade da moldagem do canal radicular com elastômeros ou resina acrílica quimicamente polimerizada de alta estabilidade para padrão, que podem gerar erros por parte do clínico ou laboratório dentário³². Recentemente, o fluxo de trabalho totalmente digital para fabricação de pinos e núcleos CAD/CAM tornou-se disponível para os cirurgiões dentistas com o auxílio de escâneres intraorais que digitalizam o canal radicular e o remanescente coronário. Os escâneres intraorais são extremamente precisos; no entanto, apresentam variações de acordo com modelos e fabricantes, com pontos fortes e limitações, que devem ser considerados. O *PrimeScan* é considerado por alguns autores³⁰ como a melhor combinação de precisão, profundidade de escaneamento e velocidade. O fluxo de trabalho digital oferece as vantagens de simplicidade, conforto do paciente, acesso rápido a informações de diagnóstico tridimensionais (3D), fácil transferência de dados digitais e redução de tempo e custos no consultório. Além disso, a técnica digital tem sido relatada como vantajosa, pois elimina etapas como escolha da moldeira, preparação dos materiais de moldagem, desinfecção das moldagens e transferência da moldagem para o laboratório. Em casos de dentes com envolvimento periodontal, a profundidade de escaneamento torna-se ainda mais relevante, uma vez que o término cervical do preparo frequentemente precisa ser realizado em níveis subgingivais, respeitando o longo eixo do dente remanescente. Nessas situações, a capacidade do escâner em registrar áreas profundas com precisão é fundamental para garantir a fidelidade do modelo digital e a qualidade da reabilitação.

As hipóteses inferidas para o presente estudo foram rejeitadas, pois foram encontradas diferenças significativas na profundidade de escaneamento dos escâneres avaliados, bem como nas análises de *RMS*. O escâner intraoral que apresentou melhores resultados absolutos na qualidade da imagem digitalizada obtida e maior profundidade do escaneamento dos canais radiculares foi o *PrimeScan*, o que corrobora com os achados de Elter et al.³⁰, e o que apresentou pior resultado foi o *MEDIT i600*. A capacidade de um escâner atingir determinada profundidade de escaneamento específica é crucial para capturar toda a estrutura dental, especialmente em casos em que há necessidade de visualização detalhada de regiões profundas. O *PrimeScan* demonstrou ser eficaz nesse aspecto, alcançando a profundidade de 10 mm conforme proposto. Embora o *Trios 3* tenha produzido resultados intermediários, superiores aos do *MEDIT i600*, ele ainda ficou aquém do desempenho do *PrimeScan*. Isso sugere que o *Trios 3* pode ser opção aceitável em algumas situações clínicas, mas pode não

ser tão eficaz quanto o PrimeScan em termos de exatidão e consistência. O MEDIT i600 apresentou resultados de profundidade de escaneamento abaixo do esperado, especialmente em comparação com o PrimeScan. Isso indica que pode haver limitações no desempenho deste escâner em termos de captura de dados em profundidades maiores, o que pode afetar sua utilidade em certos procedimentos clínicos, com base nos parâmetros metodológicos adotados na presente investigação.

Os resultados deste estudo revelaram diferenças nos padrões de exatidão entre os escâneres analisados. Essas diferenças podem estar relacionadas às diferentes tecnologias de digitalização e algoritmos de processamento dos dados. Trios 3 e PrimeScan utilizam o princípio básico da microscopia confocal paralela. A microscopia confocal paralela permite obter imagens de alta resolução a partir de profundidades selecionadas. As imagens são adquiridas ponto a ponto e reconstruídas tridimensionalmente por um computador. Com base nessas descobertas, os escâneres intraorais que utilizam microscopia confocal paralela mostram melhor precisão geral do que os escâneres baseados na triangulação óptica, o que não corrobora totalmente com os achados nesse estudo. PrimeScan e Trios 3 apresentaram melhores resultados na capacidade de leitura em profundidade do que o MEDIT i600, que apresenta leitura por meio de triangulação³⁶⁻³⁸, mas na avaliação da veracidade, o i600 apresentou um resultado mais significativo do que o Trios 3. Essa discrepância sugere que, além da tecnologia de escaneamento propriamente dita, as diferenças nos algoritmos e nos softwares de processamento dos escâneres também podem estar influenciando os resultados obtidos.

A exatidão do escaneamento é fator crucial na escolha de um sistema. A capacidade de capturar detalhes reais da estrutura dental, como margens de restaurações, contatos interproximais e anatomia dental, é essencial para garantir resultados clínicos adequados. O PrimeScan, Trios 3 e MEDIT i600 são todos considerados dispositivos de alta precisão. No entanto, diferenças entre eles, incluindo o princípio óptico utilizado (confocal, luz estruturada ou de varredura), a taxa de aquisição de imagens, o tipo de processamento em tempo real, os algoritmos de reconstrução 3D, e o desempenho do software associado, podem impactar diretamente a acurácia dos dados obtidos. Além disso, a experiência e a habilidade do operador também desempenham papel importante no resultado do escaneamento. A facilidade de uso do sistema também desempenha papel significativo em sua eficácia clínica. Sistemas que são intuitivos e fáceis de operar podem ajudar os profissionais a obter escaneamentos de alta qualidade de forma mais consistente^{16-19, 29,36-38}.

Os valores de média de *RMS* indicam a veracidade dos escâneres na captura de detalhes da superfície dental. Quanto menor o valor de *RMS*, melhor é a veracidade do escaneamento, pois indica menor variação entre os pontos digitalizados e a superfície real. Os resultados mostraram que o Trios 3 teve média de $0,073 \pm 0,03$ em comparação com o PrimeScan (modelo de referência), enquanto o MEDIT i600 registrou média de $0,049 \pm 0,02$. A diferença significativa, conforme resultados do teste t, sugere que há discrepância relevante entre os valores de *RMS* produzidos pelo Trios 3 e pelo MEDIT i600 em comparação com o PrimeScan. Os valores de *RMS* indicam a exatidão do escaneamento, com valores mais baixos geralmente indicando melhores resultados. O MEDIT i600 teve valores de *RMS* médios mais baixos ($0,049 \pm 0,02$) em comparação com o Trios 3 ($0,073 \pm 0,03$), o que sugere precisão superior do i600 em relação ao Trios 3. Esses resultados indicam que, em termos de veracidade de escaneamento intraoral, o MEDIT i600 teve desempenho superior ao Trios 3, utilizando o PrimeScan como modelo de referência e seguindo a métrica de *RMS*. Isso pode ter implicações importantes na escolha do escâner intraoral mais adequado para uma determinada aplicação clínica, dependendo das necessidades específicas do profissional e das demandas do caso clínico. Embora a diferença seja estatisticamente significativa, é importante considerar se essa diferença é clinicamente relevante. Estudos futuros abordando a repetibilidade ou consistência dos resultados de um único escâner intraoral, escaneando a mesma área várias vezes e comparando os resultados para determinar a variabilidade do escaneamento são interessantes para validar essas inferências e investigar ainda mais os fatores que contribuem para as diferenças de desempenho entre os dispositivos de escaneamento intraorais.

Diversos estudos^{8,13-19,21-34} têm proposto a utilização de escâneres intraorais e tecnologia CAD/CAM para produção de pinos intrarradiculares. Considerando as melhores características de um pino anatômico, como preservação da dentina radicular, reduzida linha de cimentação, menor formação de bolhas, aumento da retenção do pino e resistência à fratura¹⁻⁷. Moustapha et al.¹³ realizaram estudo para avaliar quais das técnicas de digitalização, direta ou indireta, produziriam pinos/núcleos fresados com melhor adaptação. Segundo os autores, o fluxo de trabalho direto ou totalmente digital com escâner intraoral resulta em melhor adaptação em comparação à digitalização indireta de padrão ou moldes. Embora a técnica de digitalização direta tenha vantagem sobre a indireta, às vezes pode ser difícil registrar o espaço estreito do canal radicular durante a digitalização para pino/núcleo. No presente estudo, o preparo endodôntico do canal radicular seguiu os protocolos atuais em ser suficientemente invasivo, conservando bastante estrutura dentinária interna, tendo

dificultado a captura de imagens exatas e precisas do espaço para pino pelos escâneres Trios 3 e MEDIT i600, o que não ocorreu para o PrimeScan, que possibilitou a digitalização completa dos canais radiculares nas condições técnico-anatômicas metodológicas desta investigação.

Apesar de contribuir para a melhor compreensão acerca da capacidade de leitura intracanal e análise da acurácia de diferentes escâneres intraorais, este estudo apresenta limitações para extrapolações diretas clínicas, tais como ausência de saliva, tecido mole, movimentação do paciente. Sendo assim, esses achados destacam a complexidade e a natureza multifacetada da avaliação de escâneres intraorais e ressaltam a importância de considerar uma variedade de fatores ao interpretar os resultados de estudos comparativos. Pesquisas adicionais são necessárias para entender as variáveis nuances e determinar quais fatores são mais relevantes na avaliação da eficácia dos escâneres intraorais nos diferentes contextos clínicos.

7 CONCLUSÃO

Com base na metodologia empregada e nos resultados obtidos pode-se concluir:

O escâner intraoral PrimeScan pode ser utilizado da digitalização do canal radicular em 10 mm e para a fabricação de pinos/núcleos CAD/CAM no fluxo de trabalho totalmente digital;

O MEDIT i600 apresentou melhores resultados de veracidade do que o Trios 3 quando comparados com o PrimeScan;

O escâner intraoral MEDIT i600 não se mostrou adequado para o escaneamento direto do espaço radicular para pino.

REFERÊNCIAS*

1. Schwartz RS, Robbins JW. Post placement and restoration of endodontically treated teeth: a literature review. *J Endod.* 2004; 30(5): 289-301.
2. Zhang YY, Peng MD, Wang YN, Li Q. The effects of ferrule configuration on the anti-fracture ability of fiber post-restored teeth. *J Dent.* 2015; 43(1): 117-25.
3. Dietschi D, Duc O, Krejci I, Sadan A. Biomechanical considerations for the restoration of endodontically treated teeth: a systematic review of the literature-Part 1: composition and micro- and macrostructure alterations. *Quintessence Int.* 2007; 38(9): 733-43.
4. Soares CJ, Rodrigues MP, Faria-E-Silva AL, Santos-Filho PCF, Veríssimo C, Kim HC et al. How biomechanics can affect the endodontic treated teeth and their restorative procedures. *Braz Oral Res.* 2018; 32(1): 169-83.
5. Ozcan M, Valandro LF. Fracture strength of endodontically-treated teeth restored with post and cores and composite cores only. *Oper Dent.* 2009; 34(4): 429-36.
6. Pereira JR, Lins Do Valle A, Shiratori FK, Ghizoni JS, Bonfante EA. The effect of post material on the characteristic strength of fatigued endodontically treated teeth. *J Prosthet Dent.* 2014; 112(5): 1225-30.
7. Jung SH, Min KS, Chang HS, Park SD, Kwon SN, Bae JM. Microleakage and fracture patterns of teeth restored with different posts under dynamic loading. *J Prosthet Dent.* 2007; 98(4): 270-6.
8. Hendi AR, Moharrami M, Siadat H, Hajmiragha H, Alikhasi M. The effect of conventional, half-digital, and full-digital fabrication techniques on the retention and apical gap of post and core restorations. *J Prosthet Dent.* 2019; 121(2): 364. e1-364.e6.
9. Rayyan MR, Aldossari RA, Alsadun SF, Hijazy FR. Accuracy of cast posts fabricated by the direct and the indirect techniques. *J Prosthet Dent.* 2016; 116(3): 411-5.
10. de Moraes AP, Poletto Neto V, Boscato N, Pereira-Cenci T. Randomized clinical trial of the influence of impression technique on the fabrication of cast metal posts. *J Prosthet Dent.* 2016; 116 (1): 47-51.
11. Goracci C, Ferrari M. Current perspectives on post systems: a literature review. *Aust Dent J.* 2011; 56 (Suppl 1): 77-83.
12. Gomes GM, De Rezende EC, Gomes OMM, Gomes JC, Loguercio AD, Reis A. Influence of the resin cement thickness on bond strength and gap formation of fiber posts bonded to root dentin. *J Adhes Dent.* 2014; 16(1): 71-8.
13. Moustapha G, AlShwaimi E, Silwadi M, Ounsi H, Ferrari M, Salameh Z. Marginal and internal fit of CAD/CAM fiber post and cores. *Int J Comput Dent.* 2019; 22(1): 45-53.

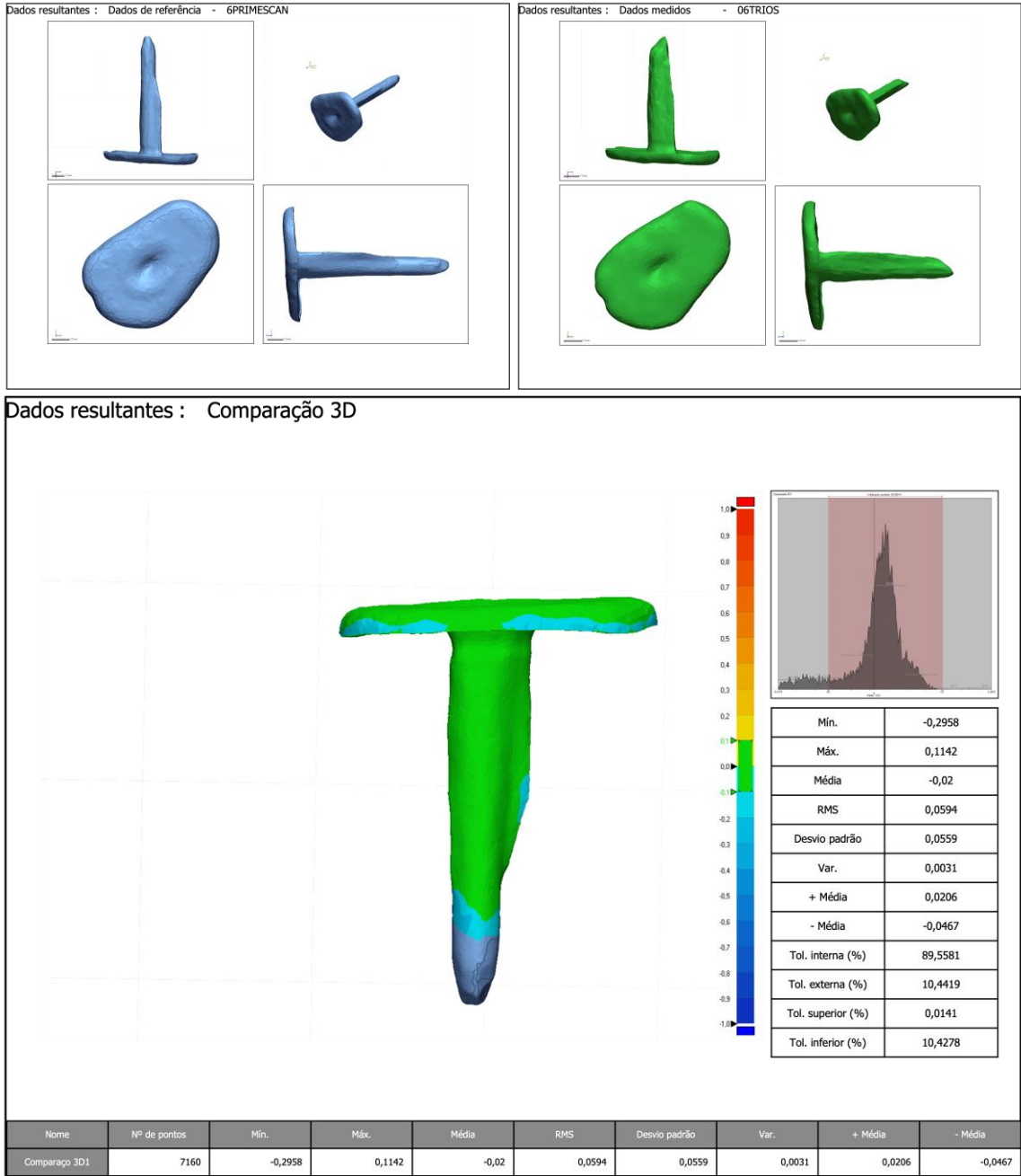
* De acordo com o Guia de Trabalhos Acadêmicos da FOAr, adaptado das Normas Vancouver. Disponível no site da Biblioteca: <http://www.foar.unesp.br/Home/Biblioteca/guia-de-normalizacao-atualizado.pdf>

14. Gama M, Balbinot GS, Ferreira GC, Mota EG, Leitune V, Collares FM. CAD/CAM Milled Glass Fiber Posts: adaptation and mechanical behavior in flared root canals. *Oper Dent*. 2021; 46(4): 438-47.
15. Vinothkumar TS, Kandaswamy D, Chanana P. CAD/CAM fabricated single-unit all-ceramic post-core-crown restoration. *J Conserv Dent*. 2011; 14(1): 86-9.
16. Perucelli F, Goulart da Costa R, Machado de Souza E, Rached RN. Effect of half-digital workflows on the adaptation of custom CAD-CAM composite post-and-cores. *J Prosthet Dent*. 2021; 126(6): 756-62.
17. Tsintsadze N, Juloski J, Carrabba M, Goracci C, Vichi A, Grandini S et al. Effects of scanning technique on in vitro performance of CAD/CAM-fabricated fiber posts. *J Oral Sci*. 2018; 60(2): 262-8.
18. Falcão Spina DR, da Costa RG, Correr GM, Rached RN. Scanning of root canal impression for the fabrication of a resin CAD-CAM-customized post-and-core. *J Prosthet Dent*. 2018; 120(2): 242-5.
19. Liu P, Deng XL, Wang XZ. Use of a CAD/CAM-fabricated glass fiber post and core to restore fractured anterior teeth: a clinical report. *J Prosthet Dent*. 2010; 103(6): 330-3.
20. Awada A, Nathanson D. Mechanical properties of resin-ceramic CAD/CAM restorative materials. *J Prosthet Dent*. 2015; 114(4): 587-93.
21. Falcão Spina DR, Goulart da Costa R, Farias IC, da Cunha LG, Ritter AV, Gonzaga CC, CAD/CAM post-and-core using different esthetic materials: fracture resistance and bond strengths. *Am J Dent*. 2017; 30(6): 299-304.
22. Passos L, Barino B, Laxe L, Street A. Fracture resistance of single-rooted pulpless teeth using hybrid CAD/CAM blocks for post and core restoration. *Int J Comput Dent*. 2017; 20(3): 287-301.
23. Libonati A, Di Taranto V, Gallusi G, Montemurro E, Campanella V. CAD/CAM Customized glass fiber post and core with digital intraoral impression: a case report. *Clin Cosmet Investig Dent*. 2020; 12: 17-24.
24. Streacker AB, Geissberger M. The milled ceramic post and core: a functional and esthetic alternative. *J Prosthet Dent*. 2007; 98(6): 486-7.
25. Lee JH, Sohn DS, Lee CH. Fabricating a fiber-reinforced post and zirconia core with CAD/CAM technology. *J Prosthet Dent*. 2014; 112(3): 683-5.
26. Chen Z, Li Y, Deng X, Wang X. A novel computer-aided method to fabricate a custom one-piece glass fiber dowel-and-core based on digitized impression and crown preparation data. *J Prosthodont*. 2014; 23(4): 276-83.
27. Pinto A, Arcuri L, Carosi P, Nardi R, Libonati A, Ottria L, Campanella V. In vitro evaluation of the post-space depth reading with an intraoral scanner (IOS) compared to a traditional silicon impression. *Oral Implantol*. 2017; 10(4): 360-8.

28. Lee JH. Fabricating a custom zirconia post-and-core without a post-and-core pattern or a scan post. *J Prosthet Dent*. 2018; 120(2): 186-9.
29. Kanduti D, Korat L, Kosec T, Legat A, Ovsenik M, Kopač I. Comparison between accuracy of posts fabricated using a digital CAD/CAM technique and a conventional direct technique. *Int J Prosthodont*. 2021; 34(2): 212-20.
30. Elter B, Diker B, Tak Ö. The trueness of an intraoral scanner in scanning different post space depths. *J Dent*. 2022; 127: 104352.
31. Piangsuk T, Dawson DV, El-Kerdani T, Lindquist TJ. The accuracy of post and core fabricated with digital technology. *J Prosthodont*. 2023; 32(3): 221-6.
32. Vogler JAH, Billen L, Walther KA, Wöstmann B. Fibre-reinforced Cad/CAM post and cores: the new "gold standard" for anterior teeth with extensive coronal destruction?: a fully digital chairside workflow. *Heliyon*. 2023; 9(8): e19048.
33. Vogler JAH, Billen L, Walther KA, Wöstmann B. Conventional cast vs. CAD/CAM post and core in a fully digital chairside workflow - an in vivo comparative study of accuracy of fit and feasibility of impression taking. *J Dent*. 2023; 136: 104638.
34. Liao M, Meng H, Xie H, Chen C. Evaluation of a half-digital technique for fabricating customized post-cores: a pilot study. *Heliyon*. 2023; 9(4): e15363.
35. Oliveira CRM, Reis ÉGJ, Tanomaru-Filho M, Reis JMDSN. Fracture strength of teeth with coronal destruction after core build-up restoration with bulk fill materials. *J Esthet Restor Dent*. 2022; 34(3): 541-9.
36. Sindhu JS, Maiti S, Nallaswamy D. Comparative analysis on efficiency and accuracy of parallel confocal microscopy and three-dimensional in motion video with triangulation technology-based intraoral scanner under influence of moisture and mouth opening - A crossover clinical trial. *J Indian Prosthodont Soc*. 2023; 23(3): 234-43.
37. Sacher M, Schulz G, Deyhle H, Jäger K, Müller B. Accuracy of commercial intraoral scanners. *J Med Imaging (Bellingham)*. 2021; 8(3): 035501.
38. Dutton E, Ludlow M, Mennito A, Kelly A, Evans Z, Culp A, et al. The effect different substrates have on the trueness and precision of eight different intraoral scanners. *J Esthet Restor Dent*. 2020; 32(2): 204-18.

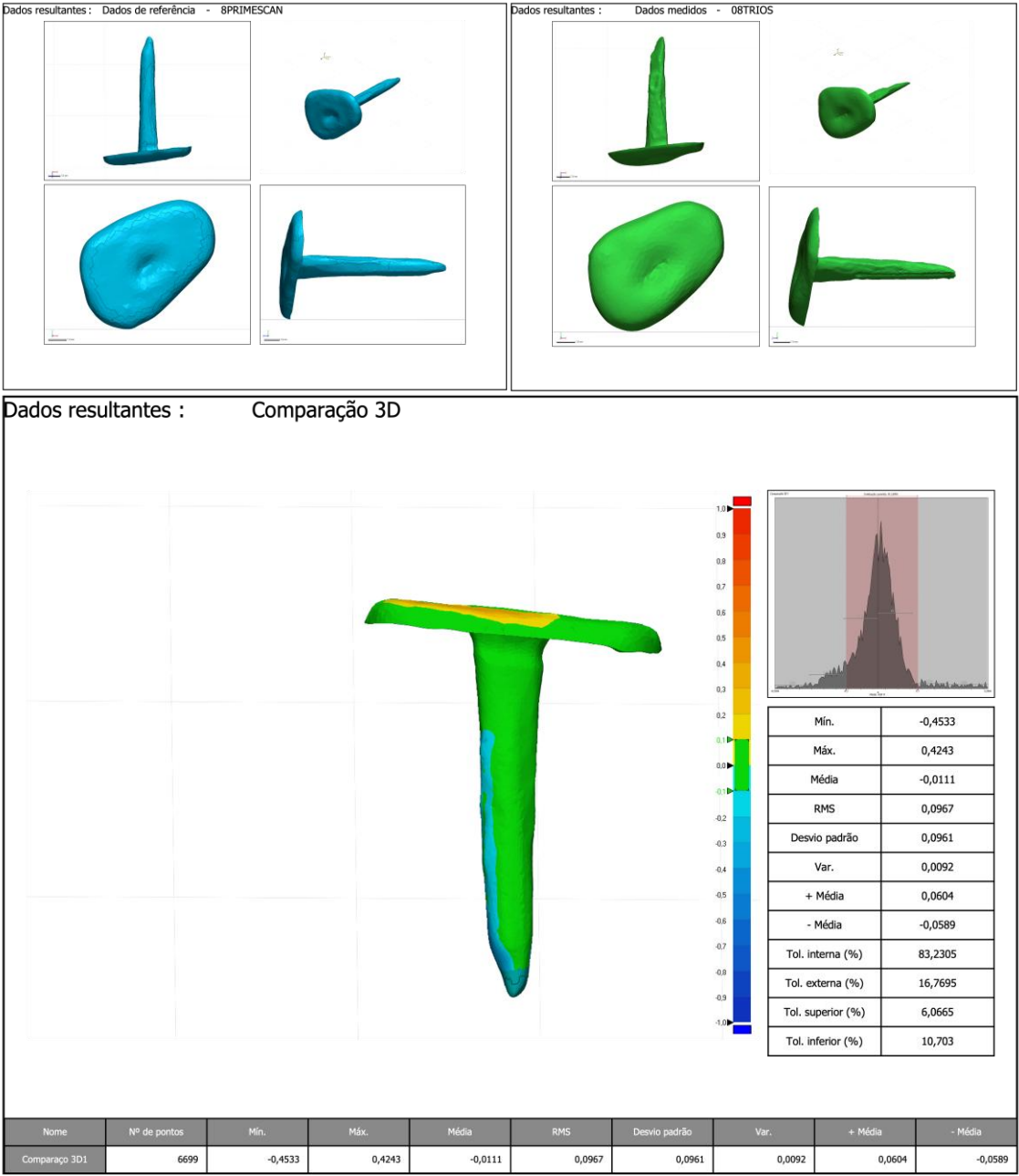
APÊNDICE A - IMAGENS DA ANÁLISE COMPARATIVA DO PRIMESCAN COM O TRIOS 3

Figura 1- Espécime 1



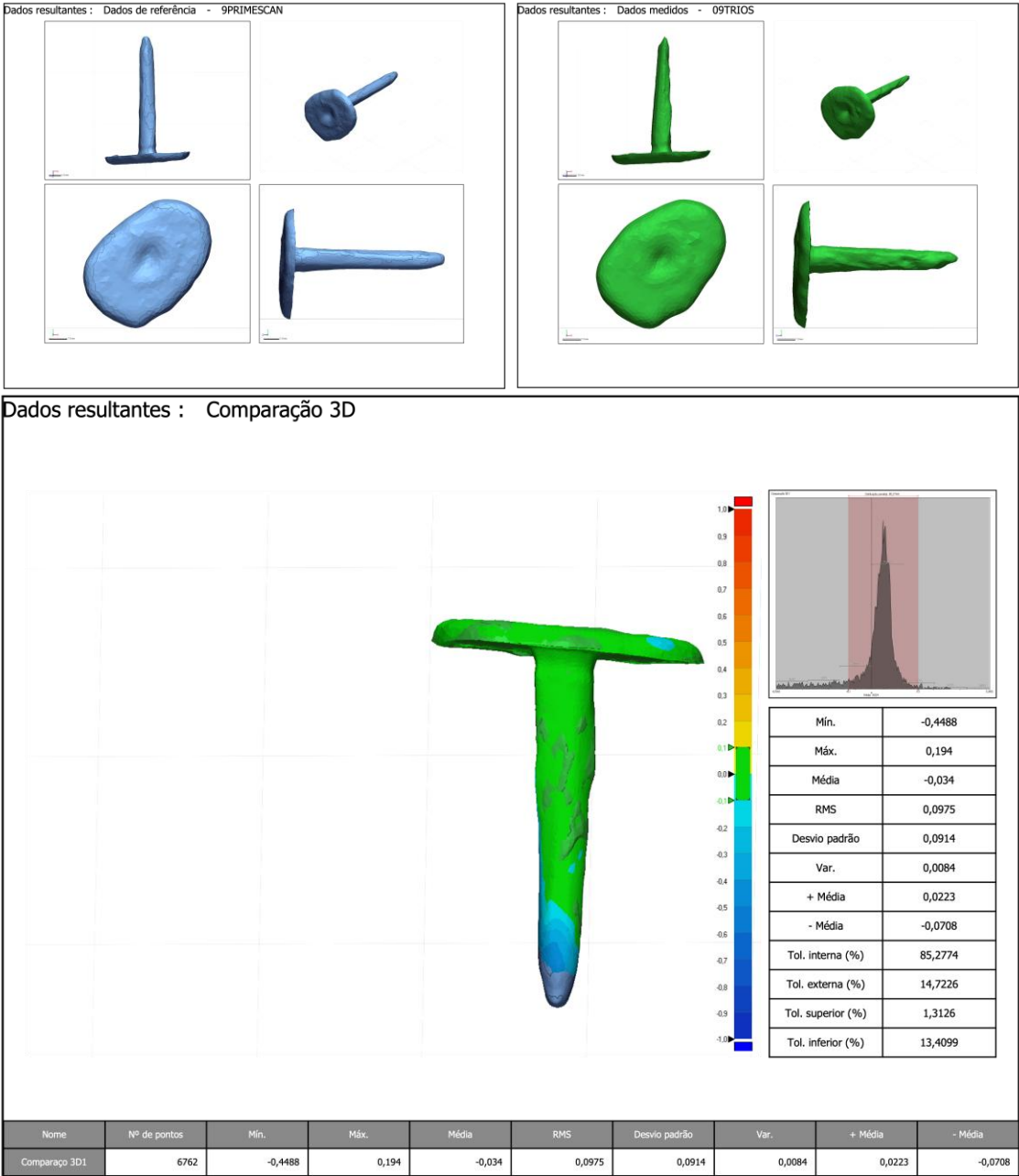
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 2 - Espécime 2



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

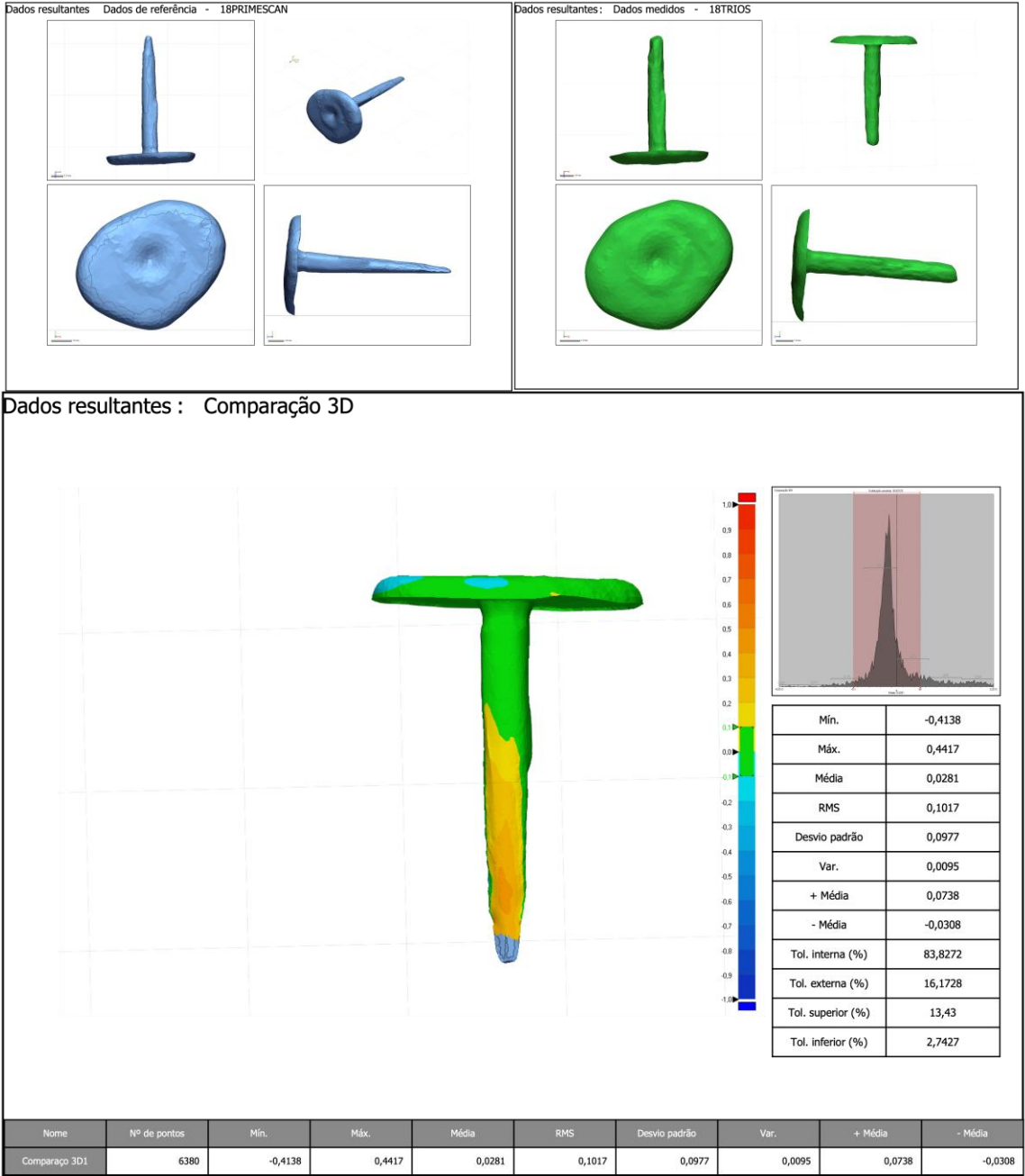
Figura 3 - Espécime 3



Es

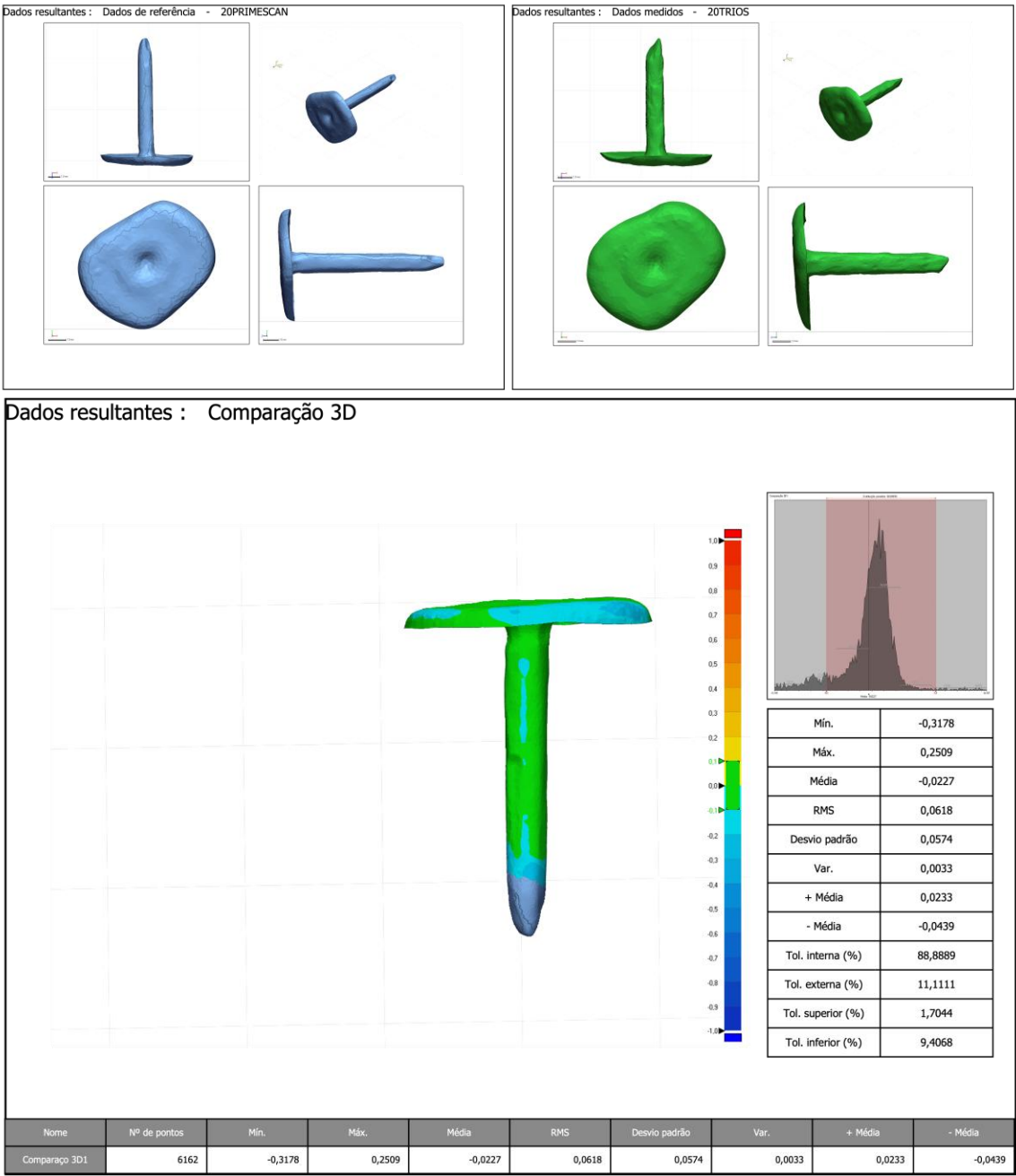
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 4 - Espécime 4



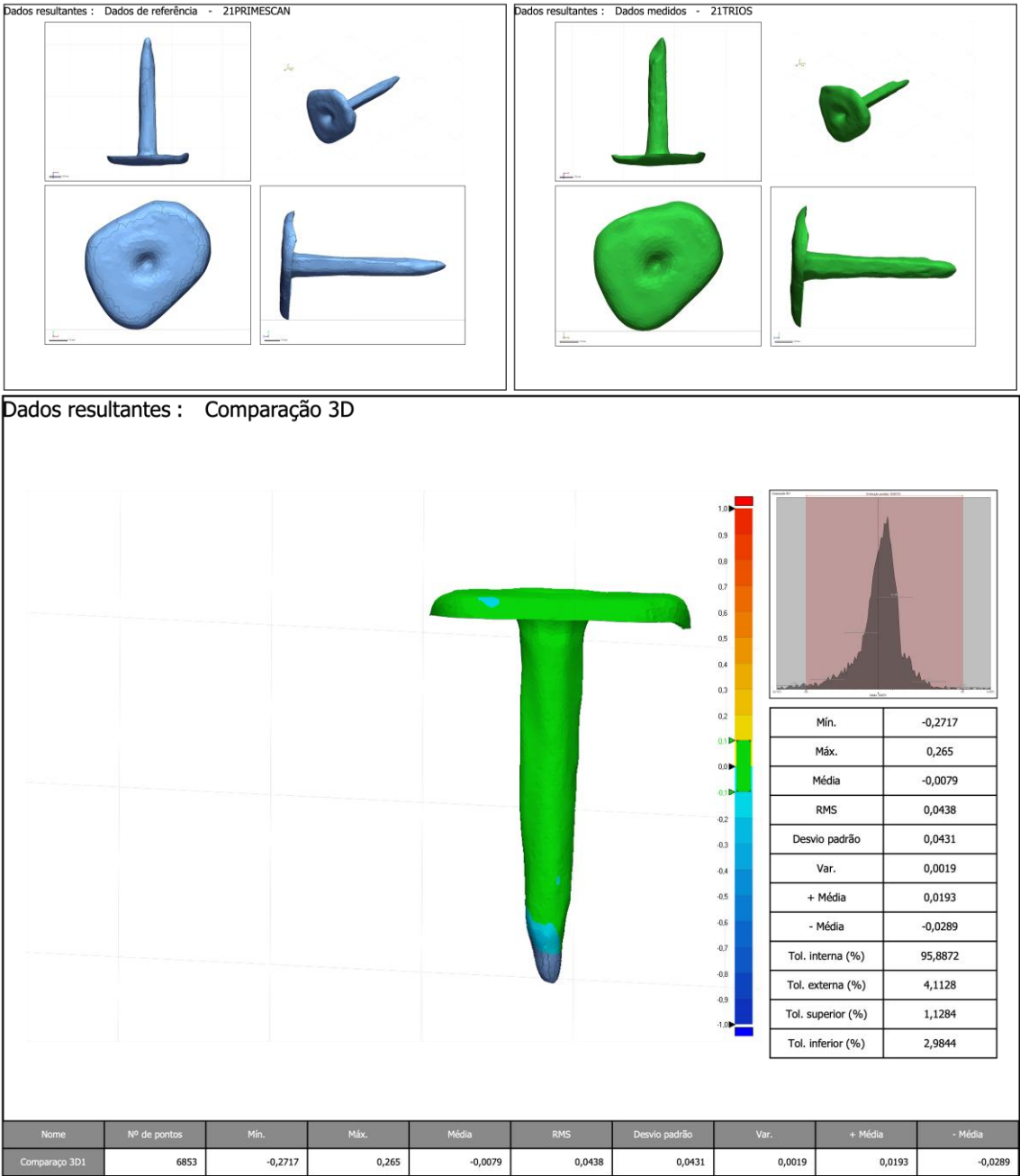
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 5 - Espécime 5



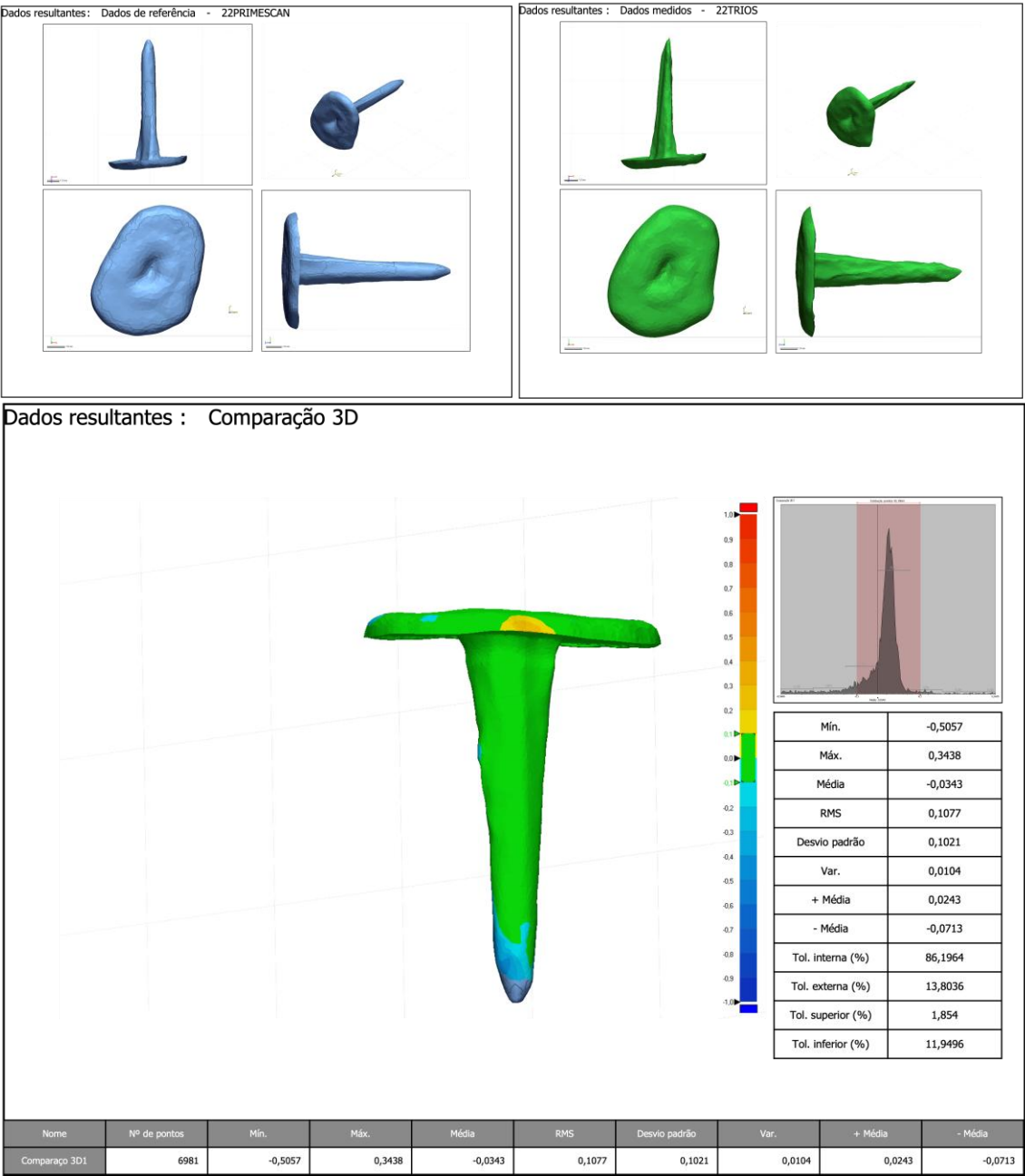
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 6 - Espécime 6



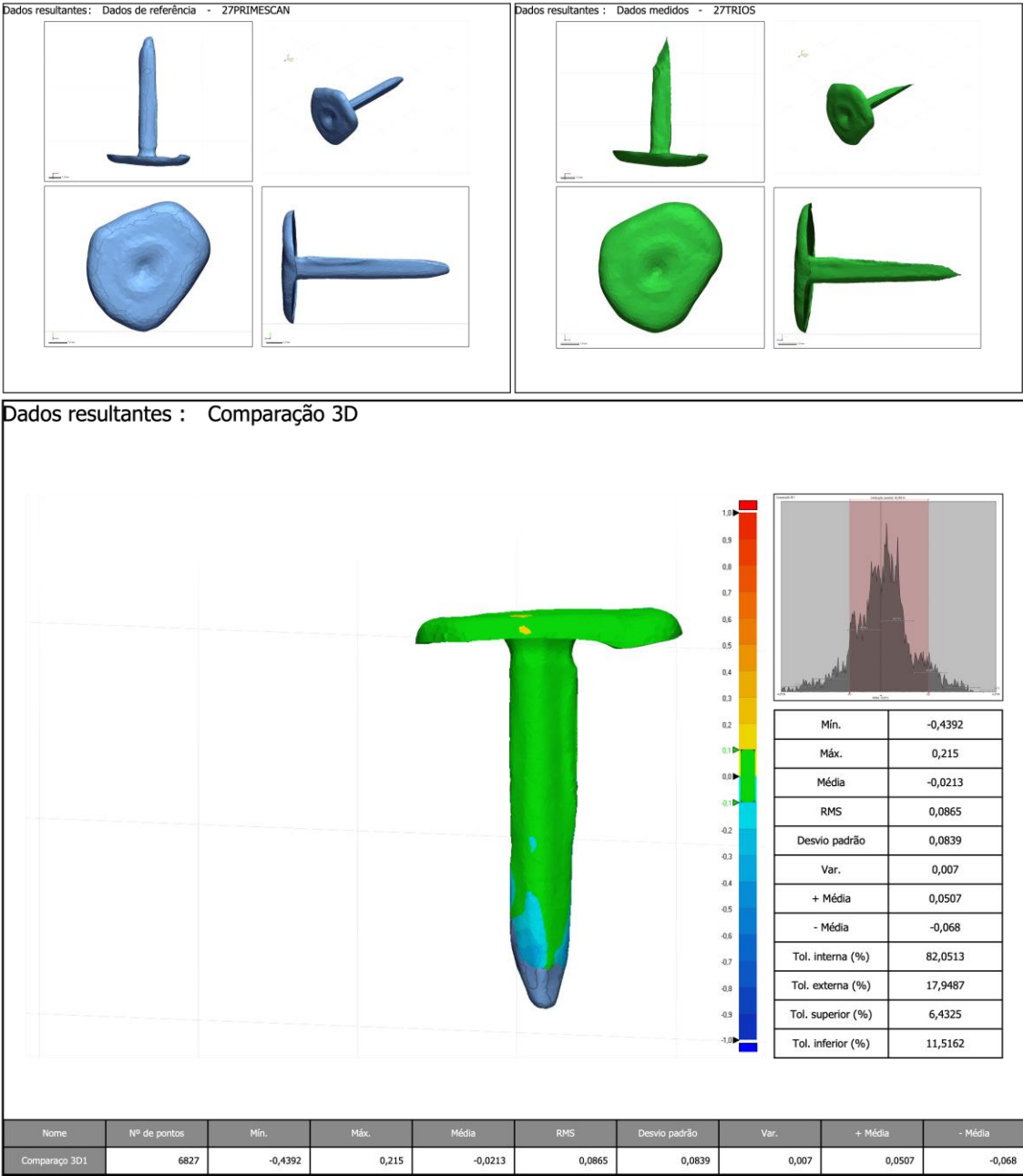
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 7 - Espécime 7



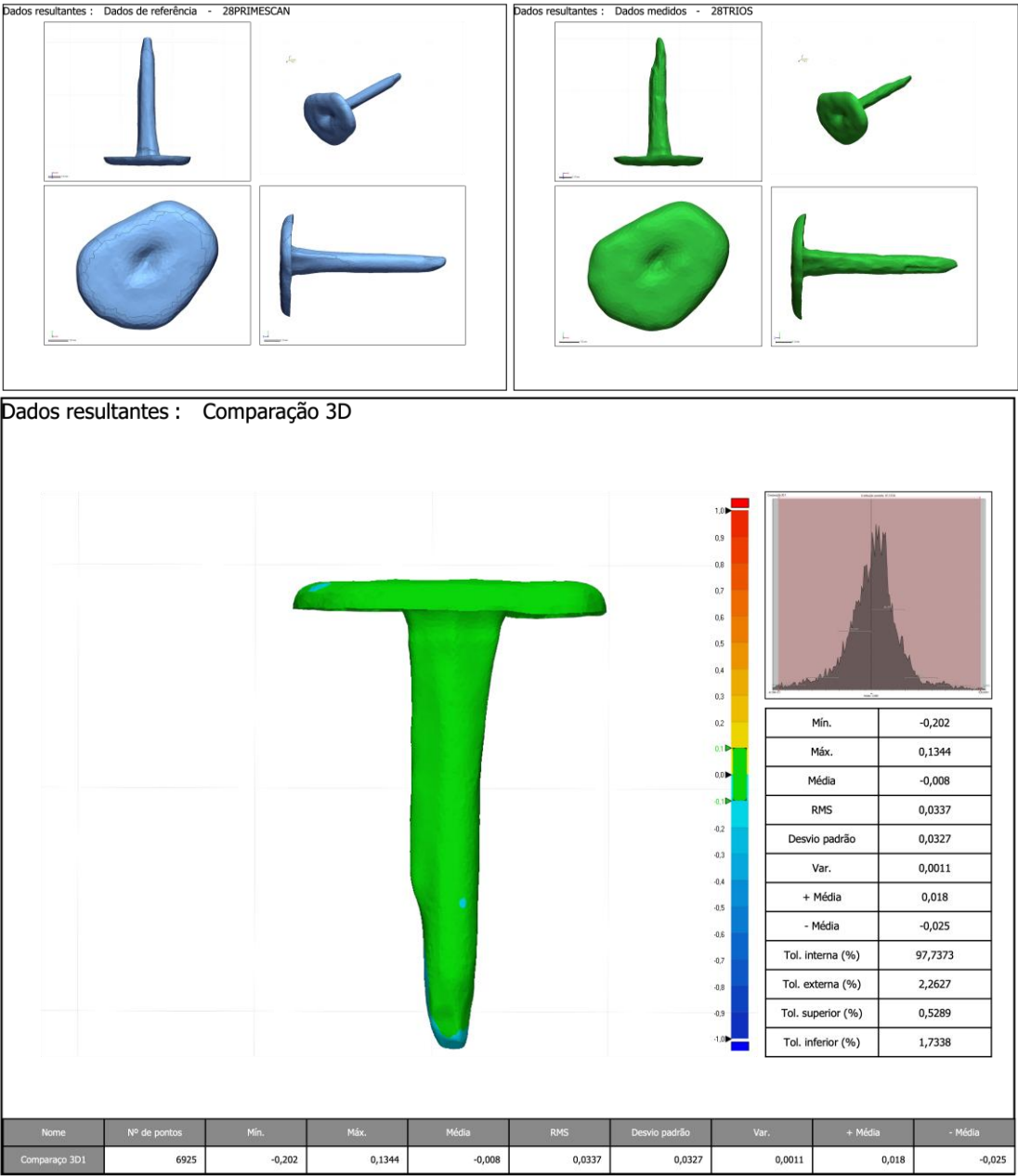
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 8 - Espécime 8



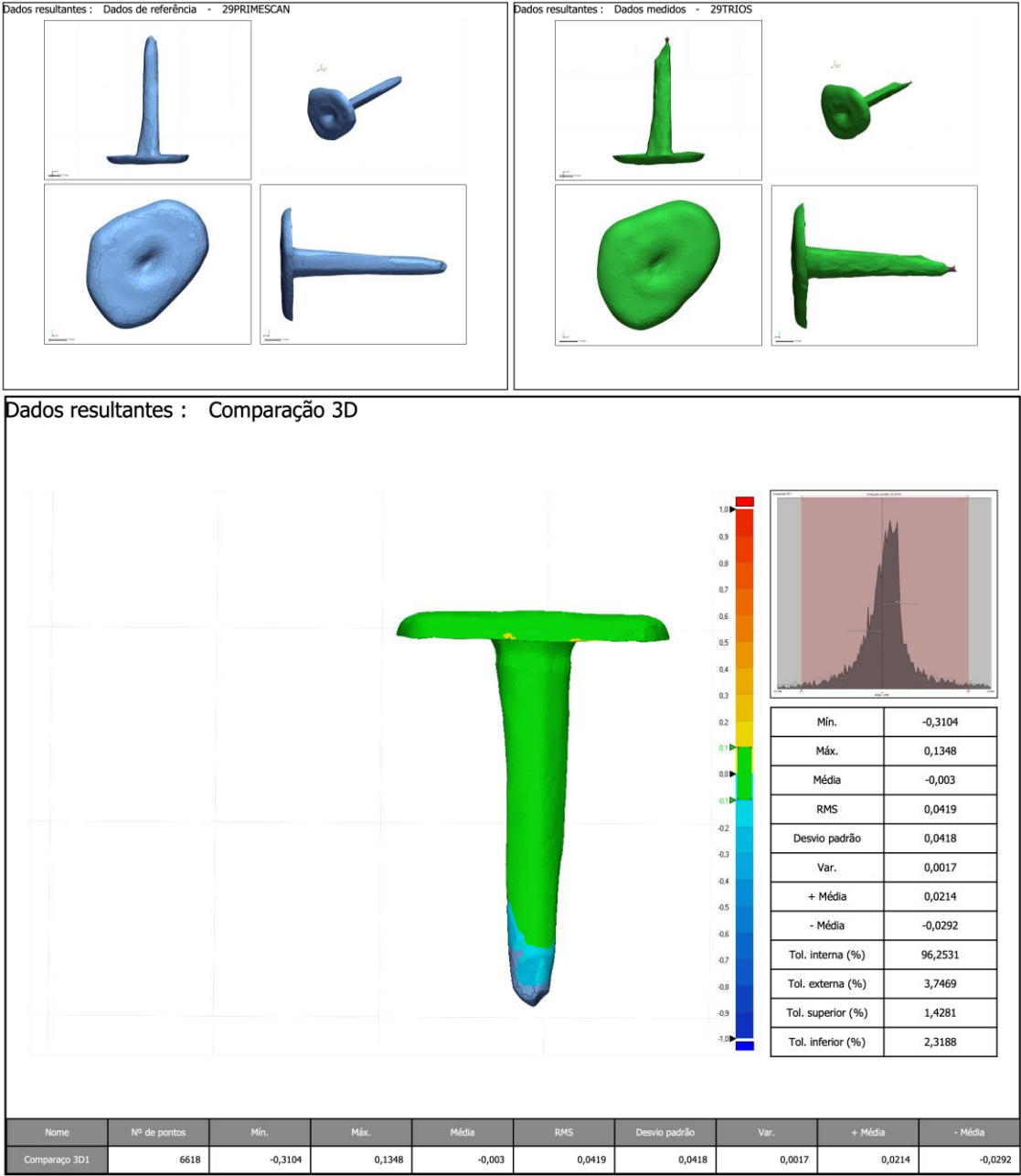
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 9- Espécime 9



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

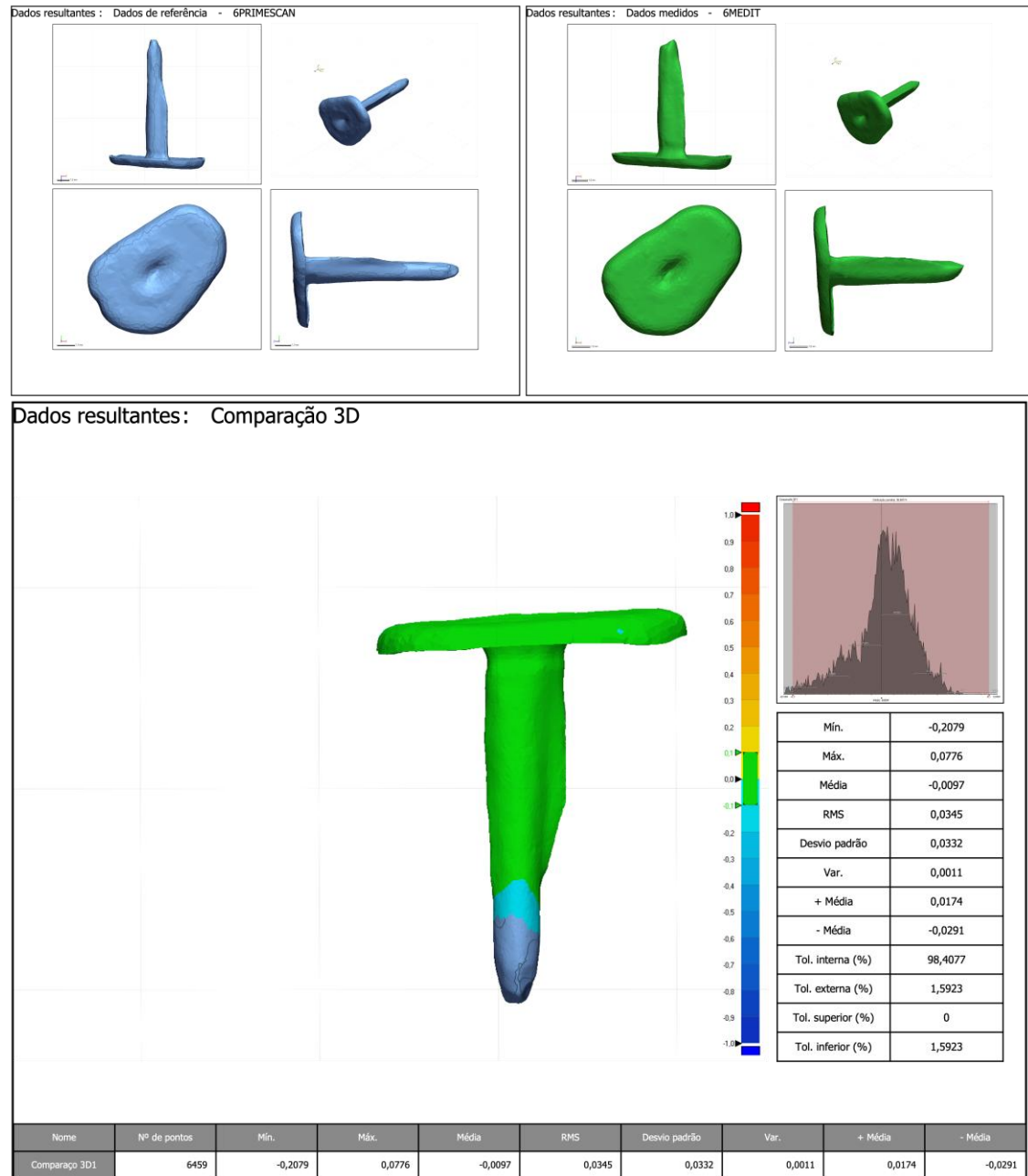
Figura 10 - Espécime 10



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

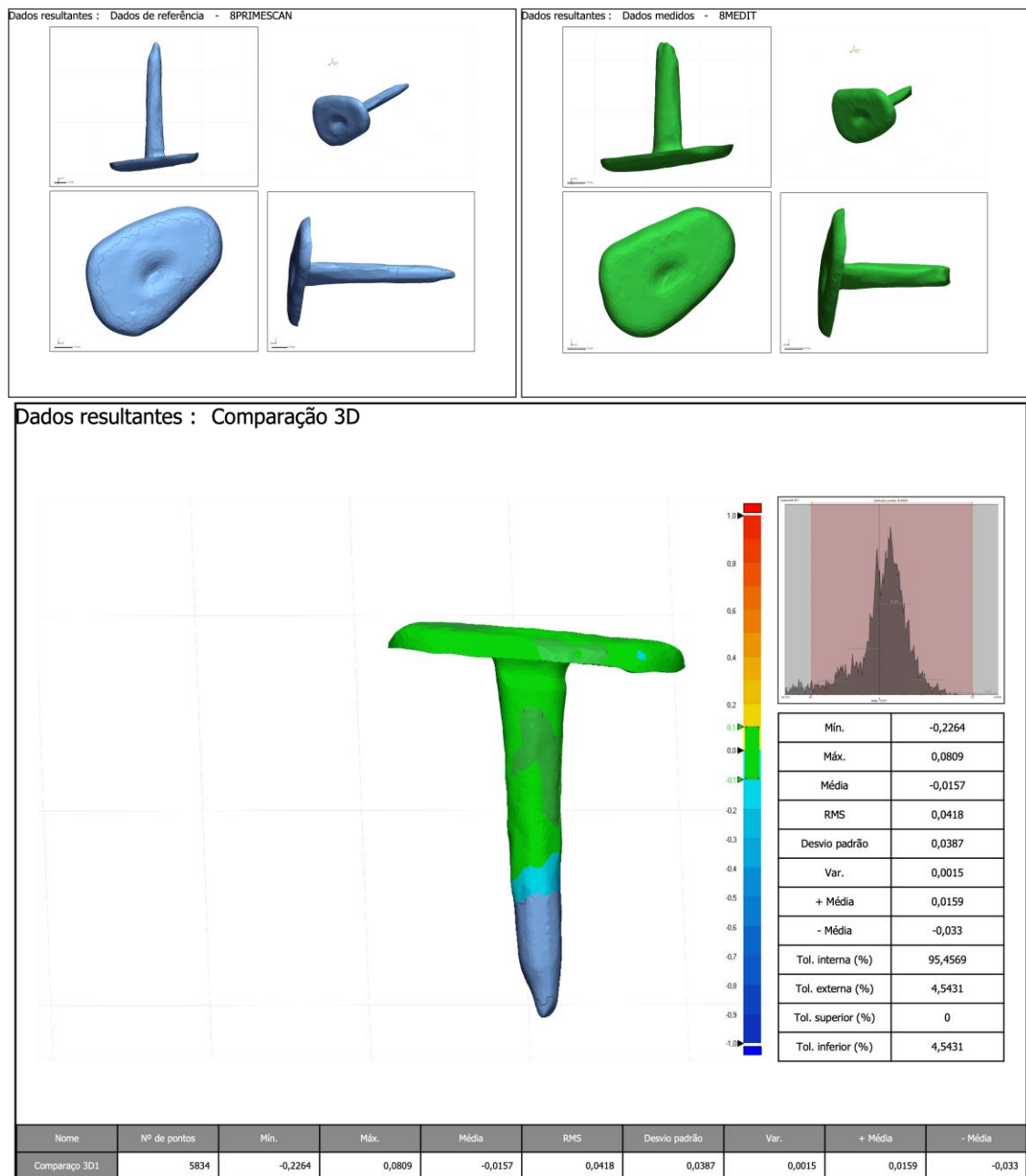
Imagens da Análise Comparativa do PrimeScan com o MEDIT i600

Figura 11 - Espécime 1



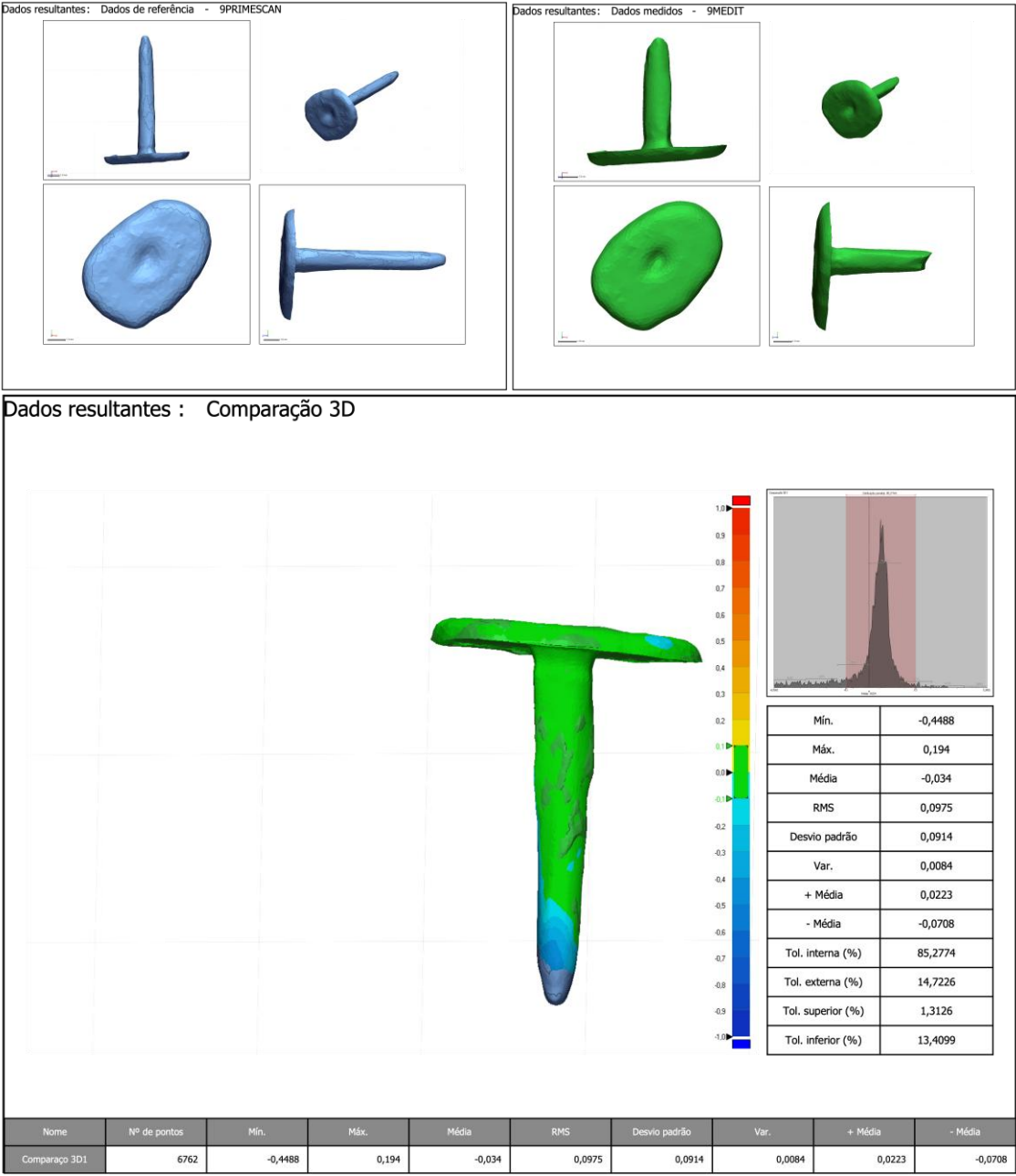
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 12 - Espécime 2



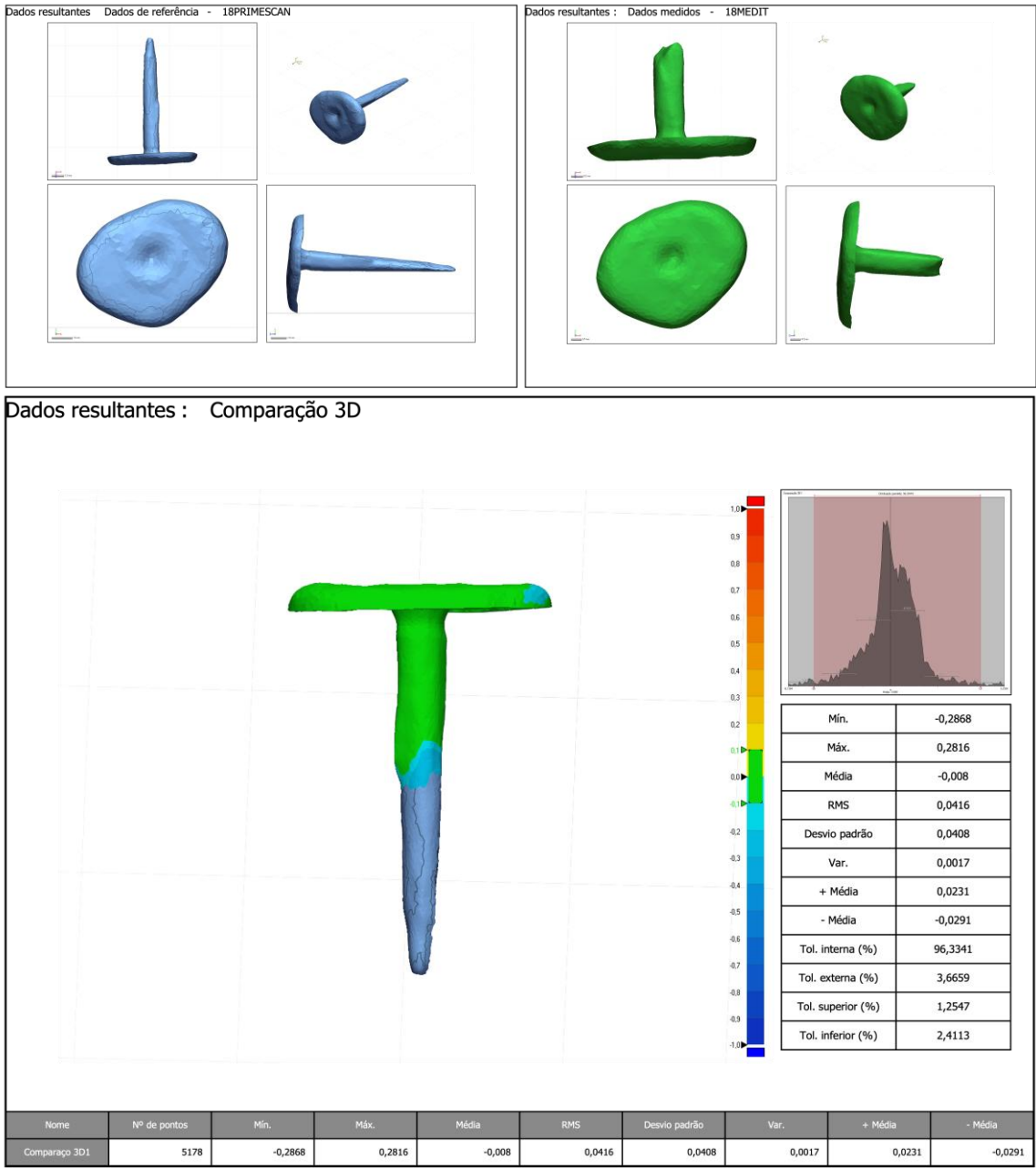
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 13 - Espécime 3



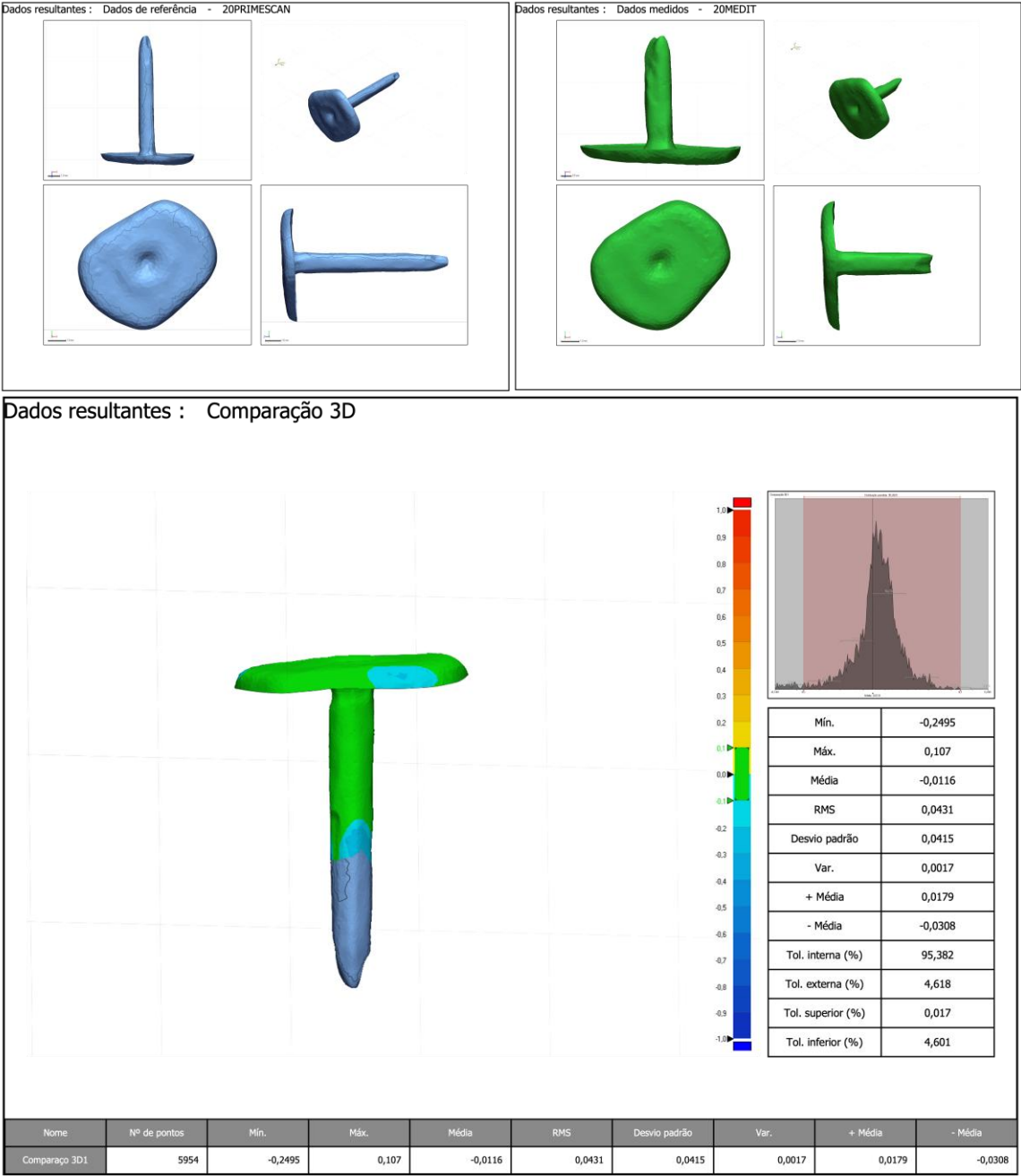
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 14 - Espécime 4



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

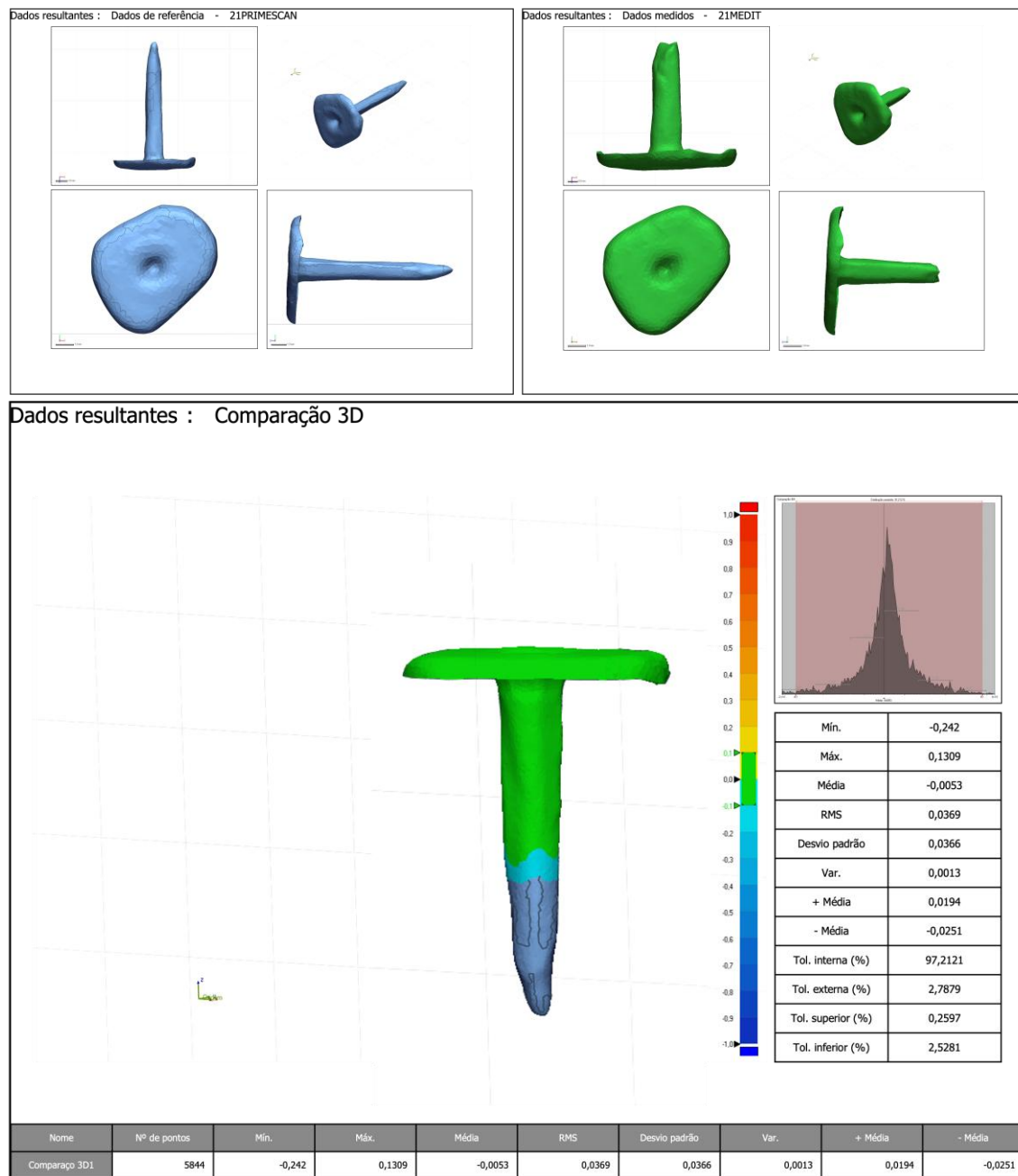
Figura 15 - Espécime 5



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

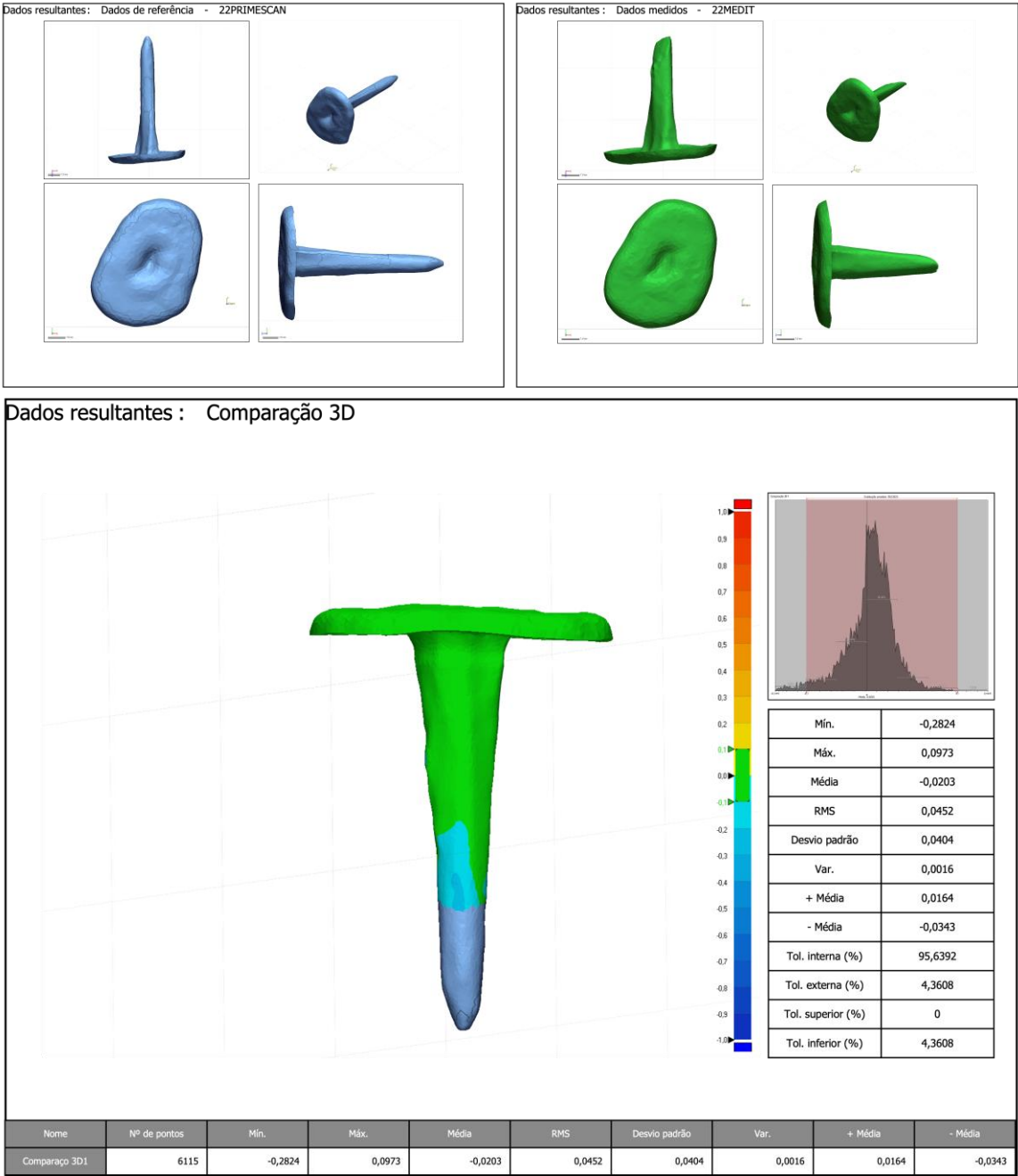
Es

Figura 16 - Espécime 6



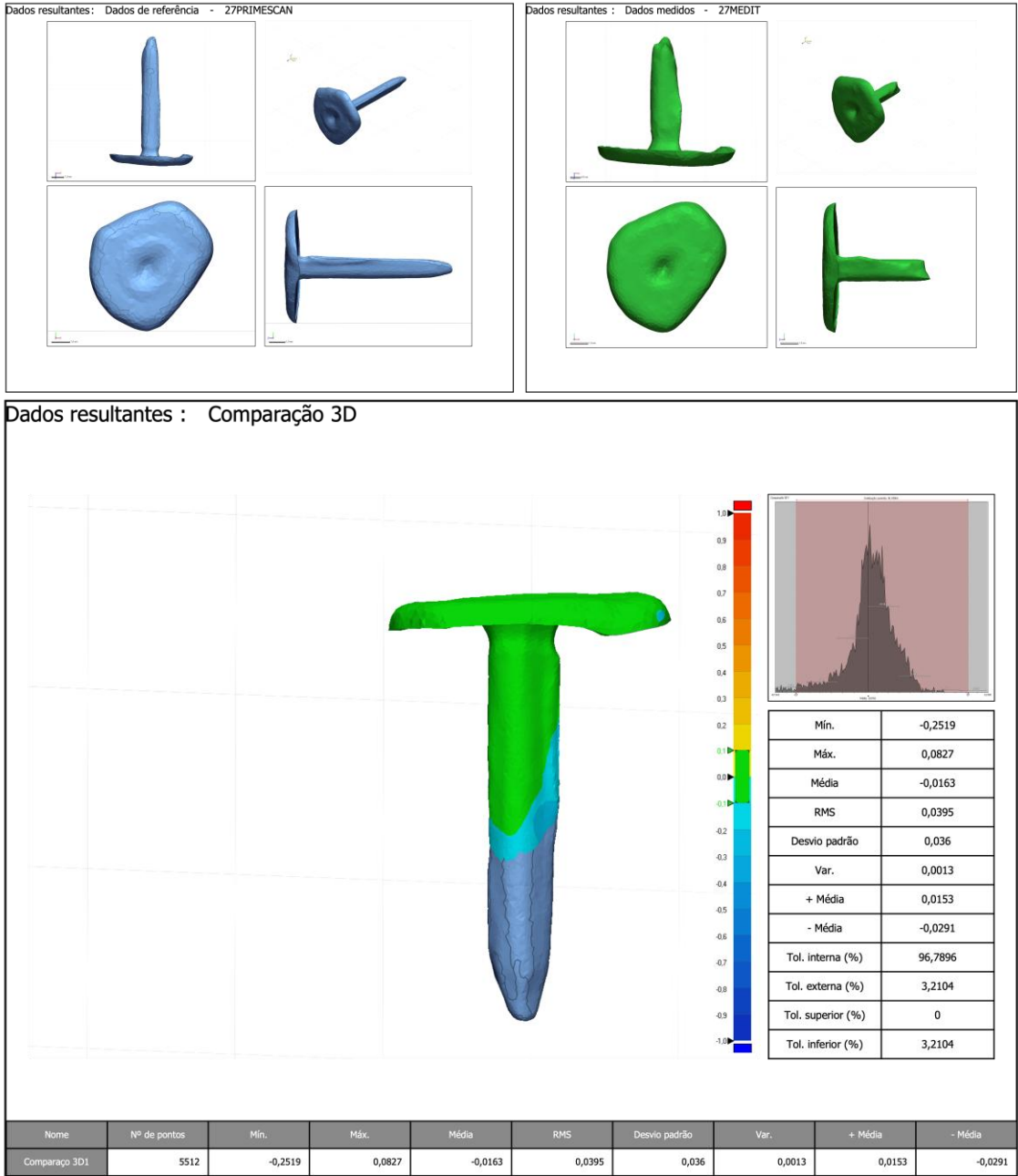
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 17 - Espécime 7



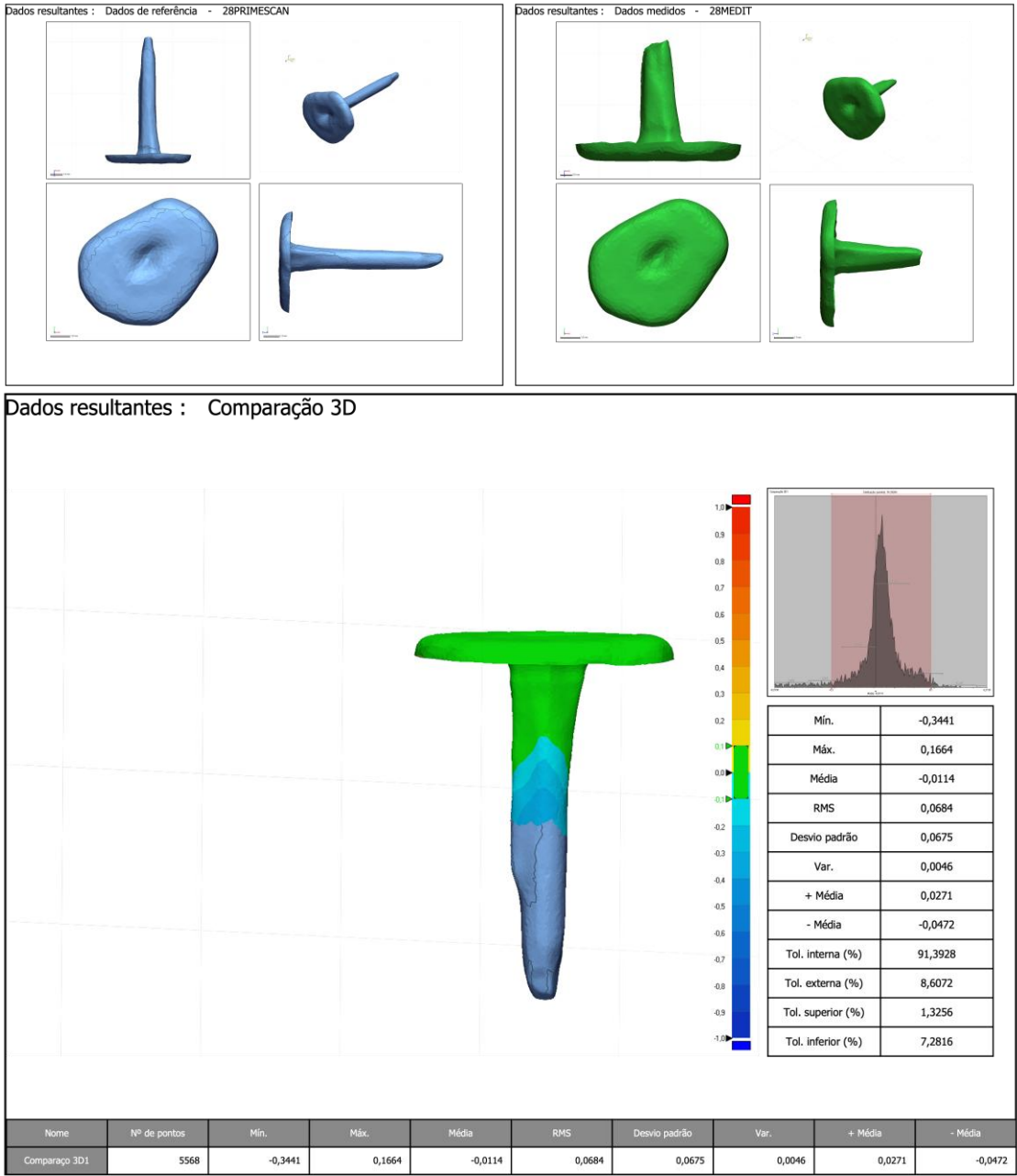
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 18 - Espécime 8



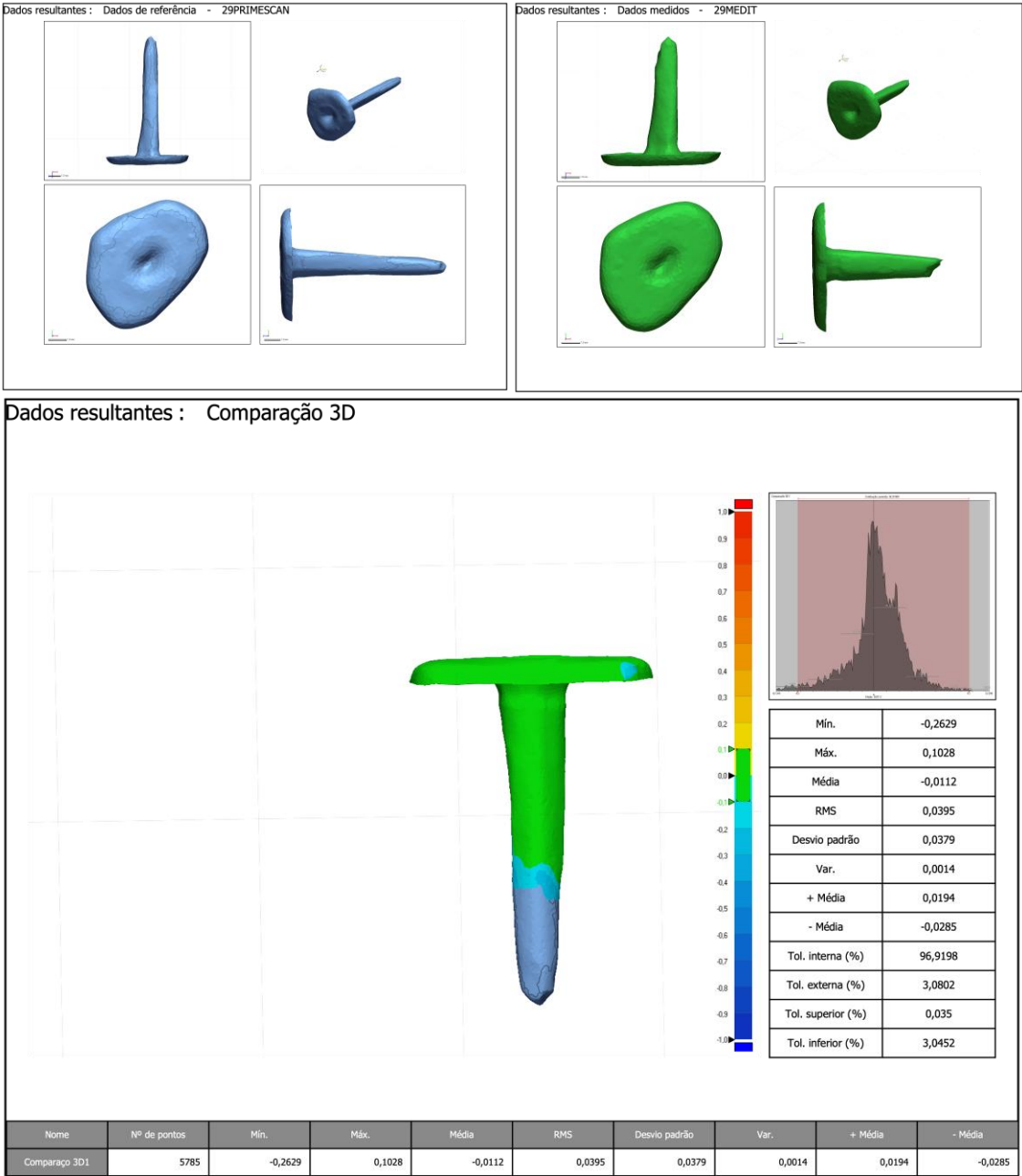
Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 19 - Espécime 9



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Figura 20 - Espécime 10



Fonte: Arquivo pessoal do autor.

Não autorizo a publicação deste trabalho pelo prazo de até 2 anos após a data de defesa.

(Direitos de publicação reservado ao autor)

Araraquara, 28 de março de 2024.

Carlos Rangel de Moura Oliveira