

**CENTRO UNIVERSITÁRIO DE ANÁPOLIS UNIEVANGÉLICA**  
**FACULDADE DE ODONTOLOGIA**  
**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ODONTOLOGIA**

**Luciano Cardoso Antunes**

---

**Avaliação do alcance em profundidade do  
escaneamento direto do espaço intraradicular:  
um estudo piloto.**

---

**Dissertação de Mestrado**  
**Modalidade Artigo Científico**

**Anápolis**  
**2021**

Luciano Cardoso Antunes

---

**Avaliação do alcance em profundidade do  
escaneamento direto do espaço intraradicular:  
um estudo piloto.**

---

Dissertação apresentada ao PPGO  
(Programa de Pós Graduação em  
Odontologia) da Faculdade de  
Odontologia do Centro Universitário  
de Anápolis Unievangélica para  
obtenção do título de Mestre em  
Odontologia área de concentração  
Clínica Odontológica.

**Orientador: Prof. Dr. Diogo Rodrigues Cruvinel**

**Anápolis  
2021**

---

A636

Antunes, Luciano Cardoso.

Avaliação do alcance em profundidade do escaneamento direto do espaço intraradicular: um estudo piloto / Luciano Cardoso Antunes - Anápolis: Centro Universitário de Anápolis – UniEvangélica, 2021. 60 p.; il.

Orientador: Prof. Dr. Diogo Rodrigues Cruvinel.

Dissertação (mestrado) – Programa de pós-graduação em Odontologia – Centro Universitário de Anápolis – UniEvangélica, 2021.

1. Técnica de Moldagem Odontológica 2. Conversão Análogo - Digital 3. Técnica para Retentor Internacional. I. Cruvinel, Diogo Rodrigues. II. Título.

CDU 504

Catálogo na Fonte  
Elaborado por Hellen Lisboa de Souza CRB1/1570



## FOLHA DE APROVAÇÃO

### AVALIAÇÃO DO ALCANCE EM PROFUNDIDADE DO ESCANEAMENTO DIRETO DO ESPAÇO INTRARADICULAR: UM ESTUDO PILOTO

**Luciano Cardoso Antunes**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-graduação em Odontologia - PPGO do Centro Universitário de Anápolis - UniEVANGÉLICA como requisito parcial à obtenção do grau de MESTRE.

Aprovado em 30 de abril de 2021.

#### Banca examinadora

Prof. Dr. Diogo Rodrigues Cruvinel

Prof. Dr. Orlando Aguirre Guedes

Prof. Dr. Paulo Henrique Pereira de Souza

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM  
ODONTOLOGIA DO CENTRO UNIVERSITÁRIO DE  
ANÁPOLIS UNIEVANGÉLICA**

**BANCA EXAMINADORA DA DEFESA  
DE DISSERTAÇÃO DE MESTRADO**

**Aluno: Luciano Cardoso Antunes**

**Orientador: Diogo Rodrigues Cruvinel**

---

**MEMBROS:**

**1. Prof. Dr. DIOGO RODRIGUES CRUVINEL**

**2. Prof. Dr. ORLANDO AGUIRRE GUEDES**

**3. Prof. Dr. PAULO HENRIQUE DE SOUZA**

**Suplentes:**

**1. Prof. Dr. HELDER FERNANDES DE OLIVEIRA**

**2. Prof. Dr. Wilson Martinez Júnior**

# DEDICATÓRIA

---

Dedico este trabalho à minha família. O incentivo de vocês sempre foi o motivo de eu seguir adiante. Em especial ao meu pai que é a minha maior inspiração para acreditar na força do TRABALHO.

Aos meus irmãos Maurício e Bruna.

À minha esposa Elaine pelo suporte nos momentos difíceis, que não foram e nunca serão poucos mas sempre são vencidos, aos meus filhos, Miguel pelo perdão dos momentos ausentes, Lucas pelos momentos de descontração no vídeo game e João Pedro por me mostrar sua força de vontade ao iniciar sua vida na ODONTOLOGIA.

Fiz isso por mim e para inspirar vocês.

# **AGRADECIMENTOS**

---

Agradeço à todos os professores que de uma forma ou de outra me ensinaram, me advertiram, me elogiaram, me cobraram, me estimularam, me mostraram o caminho, mudaram minha rota, me inspiraram, me motivaram e enfim me trouxeram até aqui.

Ao PPGO da Faculdade de Odontologia da Unievangélica, representado pela Prof.a Dra. Cyntia Rodrigues de Araújo Estrela e pelo Prof. Dr. Bruno Santos de Freitas por proporcionar a elevação do nível da formação dos profissionais de Odontologia da região Centro Oeste através da implementação do programa de Mestrado.

À Faculdade de Odontologia Unievangélica.

À todos os docentes que estiveram na minha frente me ensinando.

Aos meus amigos e colegas de Mestrado, que me acompanharam neste percurso sempre com companheirismo.

Ao Prof. Dr. Diogo Rodrigues Cruvinel pelo exemplo de dedicação, organização, respeito e pelo estímulo.

À Clínica de Radiologia CIRO, em especial aos colegas Dr. Juliano Martins Bueno e Dr. Fabiano de Sousa Vaz de Campos pela colaboração com a disponibilização do equipamento usado na pesquisa desta dissertação.

Ao amigo Andreas Gallasch, (*System Supervisor Optical Coordinate Metrology, Toolmaking, AUDI AG.*) pela ajuda na compreensão dos mecanismos de alinhamento tridimensional e metrologia dos componentes 3D.

# **PENSAMENTO**

---

“Sempre que as coisas vão para o infinito na física, sabemos que não acertamos.”

Andrea Ghez , Prêmio Nobel de Física

2020

# Sumário

---

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS.....	10
RESUMO.....	11
ABSTRACT .....	13
1. INTRODUÇÃO .....	15
2.REFERENCIAL TEÓRICO .....	23
3.PROPOSIÇÃO .....	27
4.MATERIAIS E MÉTODOS.....	28
ANEXOS .....	61

# **LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS**

*IOS* – Escâner Intra Oral

Digitalização – Obtenção de imagem virtual de objetos reais.

*Cad* – Design Assistido por Computador

*Cam* – Fabricação Assistida por Computador

*STL*- arquivo , padrão de linguagem triangular

Fig. - Figura

mm - Unidade de comprimento (milímetro)

∅ – Diâmetro

*Meshes*- Imagens Computacionais em Malha

EI - Espaço Intraradicular

RIA – Retentor Intraradicular em Acrílico

CD – Cirurgião Dentista

# RESUMO

---

Na Odontologia da era digital, a cada dia surgem novos equipamentos que prometem suprimir as tradicionais moldagens convencionais. Os escâneres e os modelos digitais são as novas ferramentas para estudo, planejamento e confecção das mais variadas peças protéticas, entre elas os retentores intradiculares. O objetivo deste estudo in vitro foi avaliar a capacidade de um escâner intra oral realizar a leitura (digitalização) diretamente do espaço intra radicular destinado à colocação de um retentor intraradicular, utilizando um escâner intraoral (IOS) *TRIOS 3; 3Shape*. Quatro raízes artificiais sem coroa padronizadas com simulação de preparo para retentor intra radicular com 4,6,8 e 12 mm de profundidade. Manequim com cinco elementos em resina acrílica adjacentes mesialmente e distalmente ao espaço destinado para intercâmbio das raízes artificiais a serem escaneadas. Escaneamento de quatro padrões em acrílico obtidos a partir da modelagem intraradicular convencional apoiados em uma base de acrílico. As raízes e seus respectivos retentores foram agrupados em quatro grupos G1, G2, G3 e G4 para melhor compreensão da metodologia. Os modelos digitais foram recortados por meio de software de design auxiliado por computador (CAD) ,*Autodesk® Meshmixer™* para facilitar o alinhamento virtual das malhas. Em cada grupo as *meshes* (imagens computacionais em malha) foram sobrepostas através de um alinhamento de melhor ajuste entre si (*best-fit alignment*), e analisadas quanto ao desvio positivo e negativo através de ferramentas específicas do software *GOM Inspect Suite*. Foram realizadas mensurações virtuais lineares com o software *3Shape 3D Viewer Main* quanto ao diâmetro do terço apical e quanto à distância entre a margem cervical até o fundo do espaço intraradicular nas malhas de cada grupo, e as medidas foram tabuladas. Na sobreposição entre as malhas geradas de cada grupo foram observados desvios insignificantes no terço apical dos grupos G1 e G2. No grupo G3 foi observado um estrangulamento ( aberração geométrica ) no 1/3 apical da malha do espaço intraradicular , proveniente do aumento da distância focal. No grupo com 12 mm de profundidade foi observado um desvio de

3,96mm de comprimento entre as malhas do espaço intraradicular e do retentor intraradicular em acrílico que evidenciou a falha do sistema de escaneamento direto. A tecnologia poderá levar-nos para a eliminação completa das moldagens convencionais. O fluxo digital de trabalho têm provas concretas de precisão e confiabilidade quando se trata da digitalização de preparos coronários com finalidade protética, seu uso na ortodontia e implantodontia. Contudo, as moldagens digitais intraorais ainda não podem ser consideradas confiáveis quando se pretende digitalizar espaços intraradiculares profundos de forma direta. Para melhorar o desempenho dos leitores digitais será necessário o desenvolvimento do hardware e de softwares mais complexos.

**PALAVRAS CHAVE:** Técnica de Moldagem Odontológica, Conversão Análogo-Digital, Técnica para Retentor Intrarradicular,

# ABSTRACT

---

*In Dentistry of the digital age, new equipment appears every day that promises to suppress traditional conventional moldings. Scanners and digital models are the new tools for studying, planning and manufacturing the most varied prosthetic parts, including intradicular retainers. As a pilot study, this work aims to investigate the accuracy of workflows using intraoral scanners using software to inspect digital models and thus be able to infer the results of a survey with a larger number of samples. The aim of this in vitro study was to evaluate the ability of an intraoral scanner to read (digitize) directly from the intra-root space for the placement of an intraradicular retainer, using a TRIOS 3 intraoral scanner (IOS); 3Shape. Four artificial roots without crown patterned with simulation of preparation for intra-root retainer with 4,6,8 and 12 mm of depth. Mannequin with five acrylic resin elements adjacent mesially and distally to the space intended for exchanging the artificial roots to be scanned. Scanning of four acrylic patterns obtained from conventional intraradicular modeling supported on an acrylic base. The roots and their respective retainers were grouped into four groups G1 G2, G3 and G4 for a better understanding of the methodology. The digital models were cut using computer-aided design (CAD) software, Autodesk® Meshmixer™ to facilitate virtual mesh alignment. In each group, meshes (computed mesh images) were superimposed through a best-fit alignment, and analyzed for positive and negative deviation using specific tools from the GOM Inspect Suite software. Linear virtual measurements were made with the 3Shape 3D Viewer Main software for the diameter of the apical third and for the distance between the cervical margin to the bottom of the intraradicular space in the meshes of each group, and the measures were tabulated. In the overlap between the meshes generated in each group, insignificant deviations were observed in the apical third of groups G1 and G2. In the G3 group, a strangulation (geometric aberration) was observed in the apical 1/3 of the mesh of the intraradicular space, resulting from the increase in focal distance. In the 12 mm deep group, a 3.96 mm long deviation was observed between the meshes of the intraradicular space and the*

*acrylic intraradicular retainer, which evidenced the failure of the direct scanning system. Technology could lead us to the complete elimination of conventional moldings. The digital workflow has concrete evidence of precision and reliability when it comes to digitizing coronary preparations for prosthetic purposes, their use in orthodontics and implantology. However, intraoral fingerprints cannot yet be considered reliable when it is intended to directly scan deep intraradicular spaces. To improve the performance of digital readers, it will be necessary to develop more complex hardware and software.*

**KEYWORDS:** *Dental Impression Technique , Analog-Digital Conversion, Post and Core Technique.*

# 1. INTRODUÇÃO

---

O tratamento endodôntico é realizado rotineiramente na odontologia contemporânea, e uma restauração satisfatória se faz necessária após o tratamento.<sup>(1)</sup>

Além da perda estrutural no momento do acesso endodôntico, dentes tratados endodonticamente estão expostos a um maior risco de fratura do remanescente de dentina provocado por um conjunto de fatores que levam à fragilização estrutural.<sup>(2)(3)(4)(5)</sup>

Uma restauração adequada é necessária para promover o selamento do tratamento endodôntico,<sup>(6)(7)(8)</sup> e dar sustentação e proteção ao remanescente dental.<sup>(9)</sup>

Dentes que apresentam a perda de duas ou mais paredes, necessitam ser restaurados com retentores intraradiculares para promover retenção e estabilidade à restauração final. <sup>(6)(10)</sup>

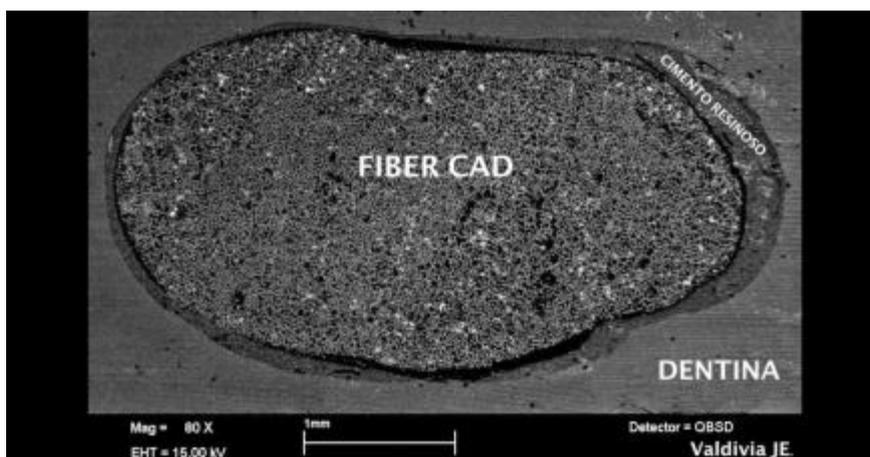
Para reconstrução destes elementos extensamente destruídos em que o remanescente coronário se apresenta fragilizado e insuficiente para a reconstrução direta com resinas compostas, se faz necessário a utilização de retentores intra radiculares que tem o papel de melhorar a resistência mecânica do conjunto pino-coroa-remanescente dental obtendo assim um complexo restaurador mais próximo das propriedades mecânicas de um dente hígido.<sup>(11)(12)(13)</sup>

Durante muitos anos a técnica operatória de reconstrução da porção coronária de um dente tratado endodonticamente com perda de estrutura dental, foi realizado através do uso de retentores metálicos fundidos obtidos pela modelagem em acrílico da porção radicular e coronal e posteriormente fundidos em ligas metálicas. Apesar desta técnica ter sido utilizada durante vários anos, diversos estudos apontam as desvantagens deste método. Tempo clínico, número de sessões estendido. <sup>(14)(15)(16)(17)</sup>

No entanto, o conceito de reforço dentário usando a colocação de pino intraradicular foi descartado, e atualmente a única função de um pino intraradicular é reter a restauração definitiva. (19)

As técnicas para uso dos pinos pré-fabricados sofreram modificações, uma vez que apresentaram algumas desvantagens como o preparo excessivo do canal radicular para se ajustar ao formato do pino, o que causava perda de dentina e tornava a raiz mais vulnerável à fratura radicular.(21)

Por serem utilizados na reconstrução coronária de forma direta, não necessitando da etapa laboratorial, diversas técnicas foram desenvolvidas, e a personalização do retentor com resina composta prévia à cimentação, é comprovada através de testes in vitro, a técnica que apresenta maior retentividade, com menor índice de soltura do retentor do interior do conduto radicular, dado à menor espessura da linha de cimentação. Fig. 01. A unidade biomecânica homogênea resultante permite uma distribuição de tensões mais uniforme, o que preserva melhor a estrutura dentária enfraquecida e reduz a micro infiltração na interface dentina-cimento, ocorrência de cárie secundária e reinfecção da área periapical.(6)



**Figura 01.** Seção transversal de um retentor Intraradicular customizado. Observe a menor espessura da linha de cimentação ao redor do retentor. Fonte <https://www.youtube.com/watch?v=Waed-5aHfhQ>.

No entanto, não há muitas informações na literatura sobre a capacidade de selagem da união de retentores intraradiculares usinados. Embora a microinfiltração tenha sido avaliada usando várias técnicas, o sistema de filtração de fluido é considerado mais adequado porque fornece dados volumétricos quantitativos completos sobre a capacidade de vedação. Além disso, graças a esta metodologia não destrutiva, cada amostra pode, imediatamente após avaliação da capacidade de vedação, ser submetido a um teste de resistência de união por *push-out*.<sup>(6)</sup>

Outra vantagem desta técnica é o menor tempo de exposição do espaço intraradicular depois de preparado, evitando assim a recontaminação.

Como resultado desta técnica os retentores personalizados apresentam efetiva justaposição com as paredes intra radiculares.

Quanto à técnica para sua obtenção os retentores podem ser divididos em pré-fabricados que são personalizados com a adição de resina composta realizada diretamente sobre pinos de fibra de vidro e levados no interior do espaço intraradicular e customizados Fig. 02, que são fabricados pela técnica da cera perdida ou projetados e usinados em blocos de fibra de vidro ou metal pela tecnologia CAD-CAM.<sup>(25)</sup>



**Figura 02.** Bloco de fibra de vidro para usinagem (à esqu.) do retentor intraradicular customizado (à dir. ). Retentor projetado e usinado pela tecnologia CAD-CAM. Fonte <https://www.youtube.com/watch?v=Waed-5aHfhQ>

Em odontologia, a captação e reprodução da forma em 3D das arcadas dentárias e tecidos vizinhos são um passo fundamental para a reabilitação oral já que transferem a situação intraoral do indivíduo para um software digital onde são feitos planos de tratamento, estudos de cirurgia guiada para instalação de implantes ou tratamentos endodônticos e medições ortodônticas. Permite ainda imprimir tridimensionalmente um modelo físico e podem ser executadas as mais variadas restaurações e próteses. A exatidão destes modelos é fundamental já que influencia a adaptação das restaurações, um fator importante na sua longevidade.(26)(27)

O uso da tecnologia CAD-CAM, tem demonstrado importantes vantagens para aperfeiçoar, melhorar e simplificar algumas técnicas que no passado eram complexas e necessitavam de grande disponibilidade de tempo, como, por exemplo, as reabilitações orais em prótese fixa. As suas técnicas incluem a automatização do processo de produção e a otimização da qualidade das restaurações pelo uso de materiais biocompatíveis especialmente cerâmicas de alta performance como a zircônia e o dissilicato de lítio.

A relação custo/benefício é elevada, pois o tempo e o esforço dispendidos na fabricação das próteses são menores do que nas técnicas tradicionais. Vários estudos revelam a alta precisão e exatidão das restaurações quando usada esta tecnologia. (28)(29)(30)(31)(32)

Na última década a tecnologia (*CAD-CAM*) de obtenção de moldagens digitais com o uso de escâneres intra orais , a construção de restaurações desenvolvidas sobre modelos digitais e a obtenção de restaurações fresadas em materiais biocompatíveis com propriedades físicas e mecânicas semelhantes ao dente natural, permite a confecção de restaurações intra e extra coronárias com alta precisão e baixa desadaptação das margens das restaurações.

Mais recentemente foram também aprimorados os scanners intraorais que se encontram disponibilizados por algumas empresas comerciais. (33)

Caso o CD disponha no consultório de um escâner intraoral com uma unidade de fresagem incluída, neste caso, depois de feita a digitalização, o dentista desenha a restauração e o software gera automaticamente a programação para a fresagem. A fresagem é feita em minutos e a restauração pode ser aplicada logo em seguida.(27) (34)

O uso de retentores customizados fabricados pela tecnologia CAD-CAM promove efetiva justaposição entre o retentor e as paredes internas do conduto radicular promovendo uma camada extremamente fina do agente cimentante. (35)(36)

A utilização de escâneres intraorais (IOS) para auxiliar na confecção de retentores intra radiculares customizados ainda é pouco difundido, e estudos e testes neste sentido são muito recentes e pouco conclusivos além de não apresentarem soluções para um fluxo de trabalho totalmente digital. (37)

Atualmente os trabalhos apresentados tem como metodologia um fluxo de trabalho parcialmente digital, o escaneamento (com escâneres de bancada) da superfície de moldes realizados em materiais elastoméricos obtidos do espaço intraradicular , o escaneamento da superfície de um padrão de acrílico modelado no interior do conduto preparado, o escaneamento de modelos de gesso obtidos através da moldagem convencional com siliconas e o fluxo totalmente digital escaneamento intra oral indireto onde indicadores de leitura ( *ScanPost* ) Fig.03 são introduzidos no interior do conduto radicular Fig. 04 representando de forma efetiva a profundidade do espaço intraradicular porém a anatomia interna não é lida gerando assim grandes espaços a serem preenchidos por cimentos entre o pino e as paredes do conduto nas seções média e apical.(25)(37)



**Figura 03.** ScanPost . Poste indicador de leitura.

Fonte:<https://www.3shape.com/-/media/press-releases/images/postncoresolutionpng.png?v=d4a43a62-413c-4e56-9915-3cb5ea861234>



**Figura 04.** ScanPost. Poste de leitura introduzido no interior do conduto radicular.  
Fonte:<https://www.dentisfuturis.com/wpcontent/uploads/2018/05/t%C3%A9%C3%A9chargement.jpg>

Dessa forma o escaneamento do espaço intra radicular se desviou dos objetivos desta tecnologia que é a redução do tempo de trabalho para obtenção de restaurações protéticas, e da adaptação precisa das peças produzidas.

Os avanços tecnológicos destes equipamentos de escaneamento intraorais foram em direção ao aprimoramento da capacidade de leitura das estruturas dentais e tecidos relacionados. Porém a distância focal entre o leitor do escâner e o espaço intraradicular mais profundo e estreito com a limitação de luminosidade da luz emitida pelos escâneres intraorais e a angulação entre

o leitor e as paredes internas do conduto radicular parece ser um fator limitante desta tecnologia para a digitalização direta e obtenção de retentores customizados pela tecnologia CAD/CAM em um fluxo de trabalho totalmente digital.(38)

Para obtermos um modelo digital do espaço intraradicular para o design computacional de um retentor personalizado, é necessário o escaneamento preciso desta região.

A técnica de varredura confocal é baseada nos princípios da microscopia confocal a laser e é uma técnica mais rápida, e de precisão para evidenciação da superfície a ser lida, utilizada por algumas marcas comerciais de escâneres como iTero (Align Technology) e Trios (3Shape).(39)

O princípio deste escaneamento é a captação da luz refletida pelo objeto a ser escaneado. A digitalização por microscopia confocal de laser é uma técnica que capta as imagens a determinadas profundidades, num processo chamado de seccionamento ótico. Para o escaneamento de superfícies dentárias e tecidos adjacentes o escâner Trios (3Shape), consegue captar a situação intraoral completa e de forma muito precisa que é enviada diretamente para o laboratório como um modelo digital em 3D. Este scanner combina a leitura ótica com a leitura por microscopia confocal a laser e permite ver a imagem digitalizada em tempo real. (38)

O diâmetro da embocadura do canal radicular, a anatomia nem sempre cônica do conduto e sua profundidade interferem na leitura da porção radicular sendo que a quantidade de luz que penetra é insuficiente para refletir para o leitor do escâner toda extensão e anatomia do espaço e destinado à colocação de um retentor fresado anatomizado.

Coroas longas , cujo comprimento da porção intra radicular também se faz necessária que tenha um braço de oposição à alavanca pelo menos equivalente ou 2/3 do comprimento total da raíz suportada por osso alveolar, implicam em maior profundidade do preparo do espaço intra radicular.<sup>(1)</sup>

Diversos estudos apontam para a necessidade de uma correlação entre o comprimento do pino intraradicular e a altura da coroa do dente a ser reconstruído e a relação mínima está em 1:1. Os pinos mais curtos são menos retentivos do que os pinos mais longos e são mais propensos a concentrar tensões na raiz, aumentando o potencial de deslocamento do pino ou fratura da raiz .(40)(41)

A limitação da profundidade de escaneamento dos escâneres disponíveis atualmente no mercado, parece inviabilizar a sua utilização neste sentido quando se trata de dentes anteriores.

Este trabalho tem por objetivo avaliar o alcance em profundidade do escaneamento direto do espaço intraradicular e suas limitações.

## 2.REFERENCIAL TEÓRICO

---

A técnica de reconstrução de dentes extensamente destruídos, tratados endodonticamente passou por diversas modificações nas duas últimas décadas. Dentes desvitalizados reconstruídos com pinos de fibra de vidro anatomizado com resina composta, se mostram a melhor opção de tratamento.(24)

Diversos fatores contribuem para esta performance revolucionária do sistema, maior conservação de estrutura dental, menor espessura da linha de cimentação, a adesão entre a estrutura dental remanescente e o cimento resinoso assim como entre o cimento e a superfície do retentor ,módulo elasticidade próximo a dentina diminuindo assim o risco de fraturas radiculares (42), côr e transparência semelhante à dentina (43) facilidade de remoção caso haja necessidade de reintervenção endodôntica.(44)

Inicialmente, a técnica de construção destes retentores era realizada pela anatomização de pinos de fibra de vidro pré fabricados, com resina composta, diretamente sobre o espaço endodôntico previamente preparado.(45)

Nos últimos anos, várias tentativas de personalizar pinos de fibra de vidro pré-fabricados foram feitos por meio de adição de resina composta ou usinagem CAD de blocos de fibra de vidro.(46)

A anatomia circular e cônica do espaço endodôntico dos dentes incisivos são favorecidos por permitir uma modelagem mais precisa , conseqüentemente uma melhor adaptação e menor espessura do agente cimentante , o que leva à uma maior previsibilidade com menor risco de fratura do material cimentante e assim a decimentação do mesmo.(47)

Segundo Abdullah SI, Mohammed H, Thayer KE, (1974,p.40), “o pino deve possuir o comprimento da coroa ou 2/3 do comprimento da raiz” (apud Martins, Victor da Mota, 1991)(48)

Uma vez que o tamanho médio do comprimento da coroa anatômica de incisivos centrais sem desgaste incisal está em torno de 11,69 mm.(49), 2/3 desta medida corresponde a aproximadamente 8,0mm.

A técnica de personalização de retentores em fibra de vidro com incrementos de resina pode ser suprimida pela tecnologia CAD CAM.(50)

As técnicas propostas pela maioria das pesquisas atualmente publicadas fazem referência à técnica de escaneamento do espaço intraradicular em modelos de gesso ou moldes realizados em silicone, obtidos a partir da moldagem convencional.(51)

O escaneamento do modelo de gesso usando um escâner extraoral é a referência , mas é difícil comparar esses resultados com arquivos in vivo, pois para este último um escaneamento do modelo de gesso obtido por moldagem físico-química indireta , consistirá em imprecisões.(26)

A acurácia da leitura ou escaneamento da superfície de interesse depende da distância entre a cabeça de leitura do IOS e a superfície a ser lida, e da quantidade de luz refletida pela superfície a ser lida.

Na técnica da microscopia confocal, que foi patenteada em 1961 por Marvin Minsky e desenvolvida durante os trinta anos seguintes, um cone de luz passa por uma pequena abertura e depois é focado pela lente da objetiva para um ponto focal pequeno no objeto. A abertura limitada do detetor de luz obstrui a luz que não está a ser refletida do ponto focal, o que resulta em imagens mais nítidas e em várias profundidades. O computador consegue criar uma imagem em 3D ao juntar as imagens em 2D dos sucessivos planos focais.(38)

Espaços intraradiculares dos dentes incisivos apresentam a limitação nestes aspectos uma vez que estes dentes geralmente se encontram adjacentes a dentes íntegros com coroas clínicas longas que impedem a aproximação do escâner e que a superfície das paredes intraradiculares se encontram perpendiculares em relação ao leitor óptico.(52)

Em 2017 Arakida et al., relataram que a luminosidade e a temperatura de cor da luz emitida pelos escâneres afetaram a veracidade e a precisão dos escâneres intraorais. (28)

De acordo com a International Organização para Padronização (ISO), a acurácia é avaliada em termos de veracidade e precisão (ISO5725-1). (26)

Os resultados do estudo de Takeuchi Y et al indicaram que o uso de sistemas de moldagem digital e fresagem com scanners intraorais para a fabricação de restaurações dentárias e próteses dentárias fixas requer que o operador compreenda as características e adaptações necessárias ao usar scanners intraorais, pois esses sistemas podem reduzir o desconforto do paciente durante a moldagem. (53)

Como resultado de uma revisão sistemática Scanners intraorais (IOS) são dispositivos usados para fazer moldagens digitais em odontologia. Esses scanners podem ser usados em vários campos da odontologia, como Prótese Dentária, Ortodontia, Cirurgia de implantes, etc. Eles são eficientes em termos de tempo, reduzem o desconforto do paciente, reduzem o arsenal de equipamentos para escaneamento, melhoram a comunicação entre o clínico e o paciente e simplifica os procedimentos clínicos para o dentista. Porém, com o IOS, as dificuldades enfrentadas são detectar linhas marginais profundas em dentes preparados e / ou em caso de sangramento, curva de aprendizado, custos de aquisição do equipamento e gerenciamento. (54)

O escâner Trios® intraoral da 3Shape em parceria com a Phibo, surgiu em 2010. Este escâner combina a leitura ótica com a leitura por microscopia confocal e permite ver a imagem digitalizada em tempo real. (55) Este escâner é capaz de captar a imagem muito precisa diretamente na cavidade oral e a partir do arquivo gerado ser visualizado em formato 3D na tela de um computador ou ser convertido em um modelo 3D impresso.

A tecnologia Ultrafast Optical Sectioning® presente neste sistema permite realizar os escaneamentos de forma rápida. (56) É muito utilizado para

confeção de coroas unitárias, restaurações intracoronárias como inlays , onlays e overlays , próteses fixa de 4 elementos e próteses sobre implantes. Este equipamento dispõe de pontas intercambiáveis que permitem o acesso às regiões mais posteriores da cavidade oral facilitando o escaneamento e permite também realizar novas varreduras parciais de zonas onde não se tenha conseguido o detalhe desejado.(55)(56)

Vários artigos têm proposto na literatura o uso da tecnologia IOS , CAD-CAM para a produção de pinos endodônticos.(57) Ferramentas dedicadas, chamadas de *scan-posts*, são usadas para detectar o espaço intraradicular através do uso de um IOS. De qualquer forma, esse tipo de técnica, embora facilite a detecção da profundidade do pós-espço, não é capaz de registrar adequadamente a anatomia do canal radicular. Até onde sabemos, nenhum estudo investigou ainda a capacidade do IOS em detectar o espaço intraradicular para a produção de pinos anatômicos. A moldagem digital apresentou menor capacidade de leitura do espaço intraradicular em comparação com a moldagem tradicional. De qualquer forma, resultados semelhantes entre as duas técnicas foram obtidos para espaços intraradiculares que apresentam uma embocadura ampla. Isso provavelmente se deve ao aumento da quantidade de luz do IOS capaz de entrar no espaço intraradicular quando um diâmetro maior da entrada do conduto é observado. (52)

Outro fator observado é que, o conjunto retentor e uma coroa subsequente não podem ser projetados virtualmente no mesmo momento, devido à limitação sistêmica do programa CAD. Portanto, um maior desenvolvimento da tecnologia CAD-CAM é necessário para uma fabricação mais rápida.(58)

### 3.PROPOSIÇÃO

---

Em virtude da alta gama de retentores intraradiculares escaneados de forma direta, vamos pesquisar:

1. avaliar a profundidade (distância focal) entre o escâner intraoral *TRIOS 3; 3Shape* e o assoalho do espaço protético intraradicular.
2. se o fluxo totalmente digital de escaneamento direto, é capaz de gerar modelos digitais precisos e sem distorções, para a fabricação de retentores customizados.

## 4.MATERIAIS E MÉTODOS

---

### 4.1 Materiais:

Manequim de pré-maxila com seis dentes anteriores intercambiáveis foi utilizado como base para os escaneamentos. Quatro raízes artificiais padronizadas com simulação de preparo do remanescente radicular medindo 3,57 mm desde a margem cervical até à margem do topo radicular por vestibular representando o elemento 11 (08D1103; P-OCLUSAL PROD.ODONT. LTDA. São Paulo) (Anexo) e Fig.06 e 07, com conduto intraradicular medindo 12,0 mm de profundidade de espaço intraradicular, 3,0 mm  $\varnothing$  do espaço intraradicular na região do terço do topo radicular, 1,5 mm  $\varnothing$  no terço médio, 1,00 mm  $\varnothing$  no terço apical).



**Figura 06.** Vista incisal do manequim de pré-maxila.



**Figura 07.** Vista vestibular do manequim de pré-maxila.

### 4.2 Preparo dos espécimes:

É importante salientar sobre as características do preparo do topo radicular da raiz artificial que é a ausência de ângulos vivos para permitir maior

acurácia no escaneamento com o IOS, tanto na leitura direta do espaço intraradicular quanto na leitura do padrão em acrílico obtido. Fig.08.

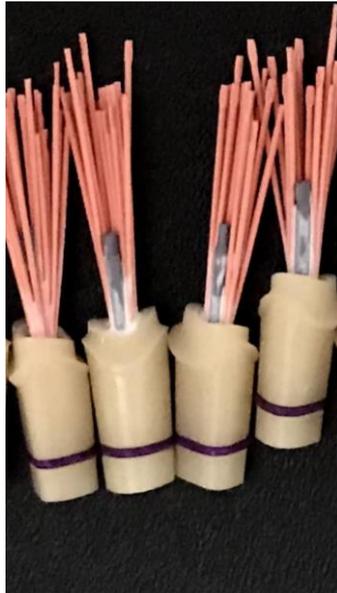


**Figura 08.** Vista das características do preparo de topo radicular

Três espécimes Fig.09 foram obturados com cones de guta-percha através da condensação manual vertical utilizando um cone principal No. 80, cones acessórios FF.(Maillefer) e cimento endodôntico Endofil (Dentsply Sirona) Fig.10 e 11. Passados 30 minutos, os espécimes foram desobturados com fresas de largo Endofil (Dentsply Sirona) N.4 modificada (removida a ponta ativa para planificar o topo do material obturador) em 3 profundidades diferentes: 4,0mm de profundidade, 6,0 mm de profundidade e 8,0 mm de profundidade. Um único espécime foi mantido sem obturação endodôntica e escolhido como referência de maior profundidade tendo sua profundidade intraradicular aferida através de uma lima endodôntica com stop em 12,0 mm. Fig.12.



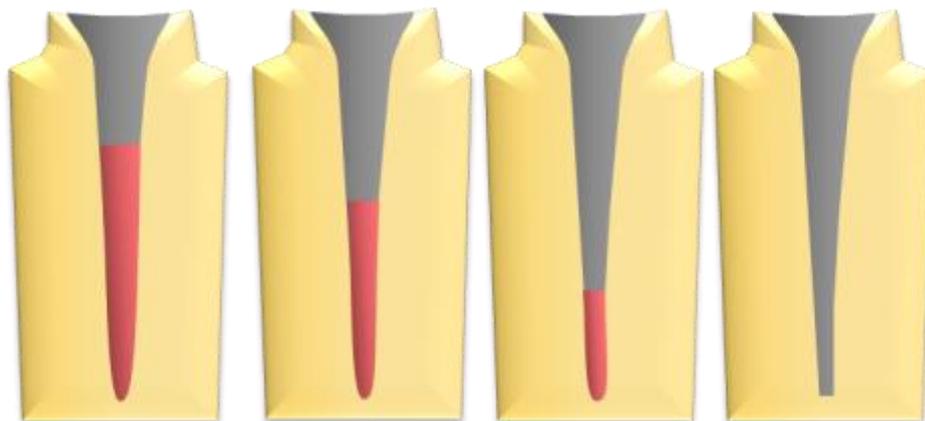
**Figura 09.** Espécimes representando a raiz artificial.



**Figura 10.** Espécimes obturados.



**Figura 11.** Cimento endodôntico



**Figura12.** Representação da desobturação endodôntica dos espécimes em diferentes profundidades.

Para cada espécime radicular, foi realizada a modelagem do espaço intraradicular em acrílico com RAAQ (Dencrilay Pattern) Fig13. utilizando um

pino plástico pré-fabricado (Pino Maquira), obtendo assim um padrão de acrílico para cada espécime. Fig14.



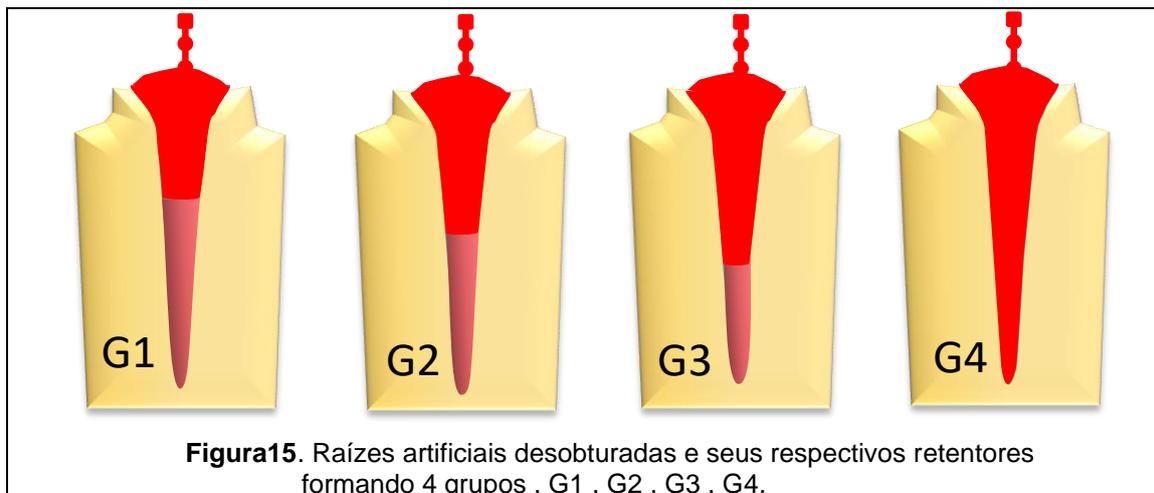
**Figura13.** Modelagem intraradicular com RAAQ e pino



**Figura14.** Retentor intraradicular em RAAQ modelado no interior do conduto.

#### **4.3 Tipos de grupos:**

Os espécimes representando a raiz artificial e seu respectivo retentor modelado no interior do conduto foram nomeados como G1, G2, G3 e G4 conforme o desenho Fig15.



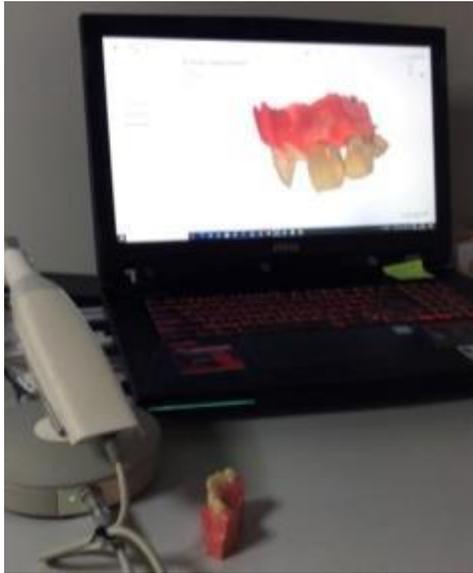
#### 4.4 Metodologia:

Os espécimes foram intercambiados no manequim para simular a condição clínica de distanciamento da cabeça do escâner à região apical dos espécimes em questão (distância focal) e evidenciar diferenças de cores com separação física de dentes e gengiva.

Cada espécime representando o espaço intraradicular (EI) de cada grupo, foi posicionada no manequim colocado sobre uma superfície horizontal e realizado o escaneamento direto utilizando um escâner intraoral (3Shape TRIOS 3) gerando o arquivo stl. (*Standard Tessellation Language*). Fig16 e 17.



Figura16. Escâner intraoral (3Shape TRIOS 3)



**Figura17.** Escaneamento direto do manequim e do espaço intraradicular de cada espécime.

O padrão de acrílico de cada grupo foi afixado em uma base confeccionada em RAAQ incolor Fig.18 para facilitar o acesso do escâner bem como criar distinção entre o retentor e a base. Esta base permitiu o intercâmbio dos padrões de acrílico e o posicionamento com a porção apical voltada para cima. Foi realizado o escaneamento utilizando o escâner intraoral (3Shape TRIOS 3) gerando o arquivo (stl. Standard Tessellation Language) através do software (3Shape 3D Viewer Main).



**Figura18.** Espécime de um retentor intraradicular afixado em uma base de acrílico para facilitar o reconhecimento e escaneamento.

As imagens geradas, chamadas de *meshes* ou malhas, formadas a partir dos arquivos stl. de cada raiz artificial e seu respectivo padrão de acrílico, foram recortadas através de ferramentas específicas do software (*Autodesk® Meshmixer TM*) para facilitar a manipulação e a medição virtual através do software (*3Shape 3D Viewer Main*)..

#### **4.5 Leitura das medidas:**

A mensuração virtual do comprimento longitudinal do espaço intraradicular (EI) na malha foi realizada de forma linear para equivalência do modo como a medição manual real foi realizada com a fresa de largo e stop de borracha no momento da desobturação tendo a margem vestibular do remanescente como referência.

O comprimento longitudinal na malha do (RIA) também foi mensurado de forma linear seguindo os mesmos critérios de referências e medição usados para as malhas do (EI).

O diâmetro apical das malhas tanto do (EI) quanto do (RIA) foram mensurados.

Os resultados das medições virtuais bem como da dimensão real dos espécimes foram tabulados para interpretação.

Para análise do desvio de simetria, entre os espécimes do mesmo grupo, as malhas foram sobrepostas através da ferramenta (*best-fit alignment*), do software *GOM Inspect Suite* que realiza o processamento do alinhamento tridimensional de pontos ou curvas reconhecidos nas malhas buscando uma maior coincidência entre sí. Os desvios encontrados puderam ser observados através de escala de graduação RGB e mensurados nos pontos de maior desvio negativo e positivo.

O intervalo de desvio das malhas de cada grupo foi graduado em cores de -1 mm (azul) a +1 mm (vermelho) com exceção do grupo 12 em que este intervalo necessitou de um intervalo de 4 mm para evidenciar corretamente os desvios encontrados neste grupo.

## 5.RESULTADOS

---

Podemos observar os resultados das imagens das malhas e os valores descritos das medições manuais e valores aferidos virtualmente do comprimento e diâmetro dos espécimes através da medição com ferramenta do software *3Shape 3D Viewer Main* para cada grupo. Figs.19 a 34.

### Resultados obtidos para G1- 4,00mm:

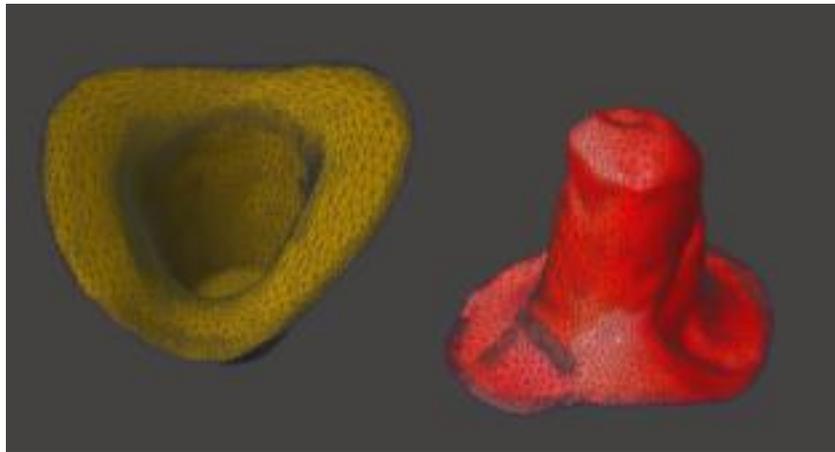


Figura 19. *Meshes* do grupo G1

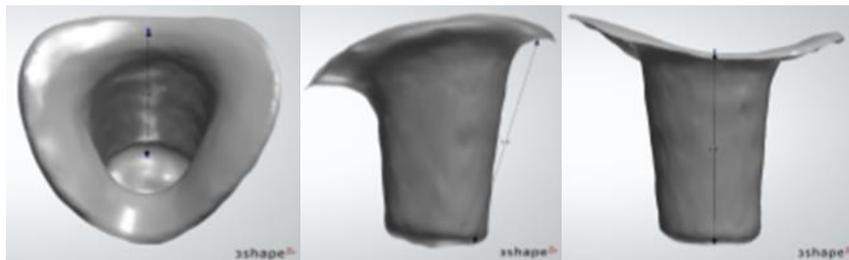


Figura 20. El: Vlr. MEDIÇÃO MANUAL 4,00mm / Vlr. Aferido virtualmente 4,10mm.



Figura 21. RIA: Vlr. Aferido virtualmente 4,05mm.



Figura 22.  $\varnothing$  do 1/3 apical : El= 2,00mm / RIA= 1,77mm.

Resultados obtidos para G2- 6,00mm:

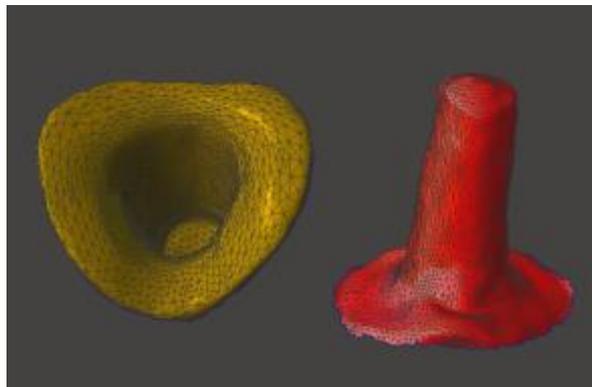


Figura 23. Meshes do grupo G2.

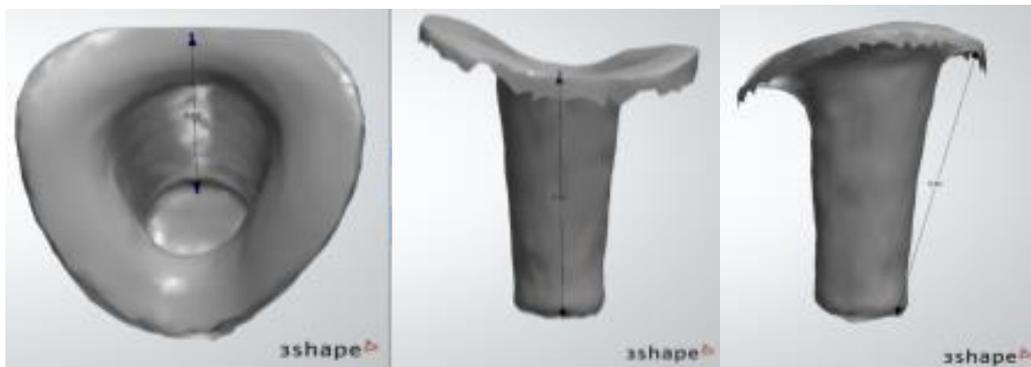


Figura 24. EI: Vlr. MEDIÇÃO MANUAL 6,00mm / Vlr. Aferido virtualmente 5,53mm.

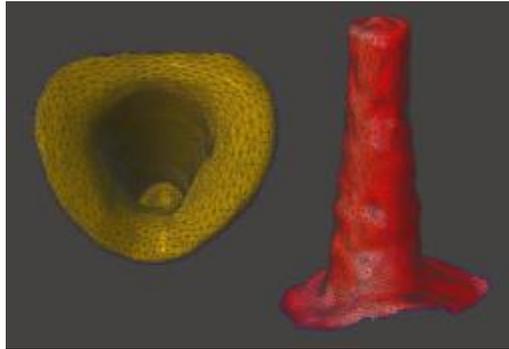


Figura 25. RIA: Vlr. Aferido virtualmente 5,31mm.

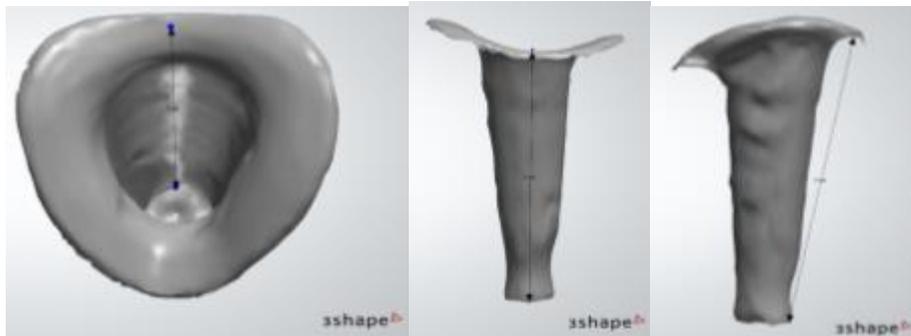


Figura 26. Ø do 1/3 apical : El= 1,78mm / RIA= 1,62mm.

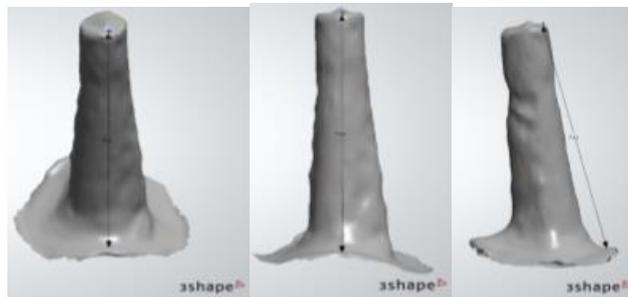
**Resultados obtidos para G3 -8,00mm:**



**Figura 27. Meshes do grupo G3.**



**Figura 28. EI: Vlr. MEDIÇÃO MANUAL 8,00mm / Vlr. Aferido virtualmente 7,54mm.**



**Figura 29. RIA: Vlr. Aferido virtualmente 7,41mm.**



**Figura 30. Ø do 1/3 apical : EI= 1,37mm / RIA= 1,44mm.**

### Resultados obtidos para G4 -12,00mm

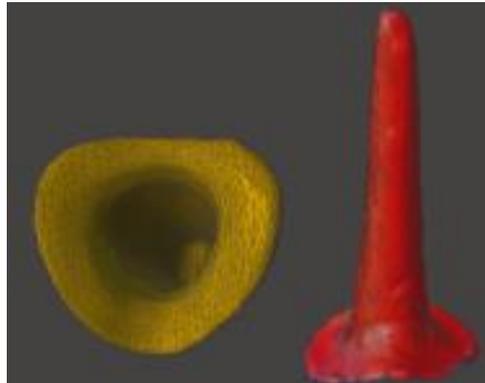


Figura 31. Meshes do grupo G4.

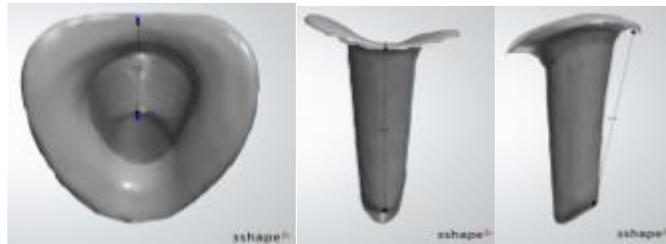


Figura 32. EI: Vlr. MEDIÇÃO MANUAL 12,00mm / Vlr. Aferido virtualmente 6,72mm

É importante destacar que a não identificação do plano a ser lido corretamente pelo escâner gera automaticamente um fechamento da malha chamado de aberração geométrica.

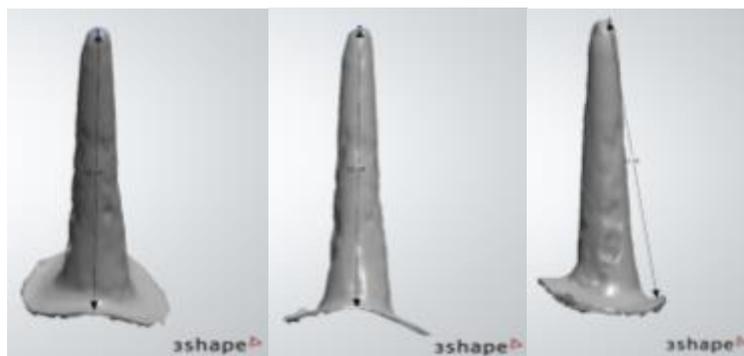


Figura 33. RIA: Vlr. Aferido virtualmente 11,14mm.



Figura 34. Ø do 1/3 apical : EI= 1,36mm / RIA= 0,94mm.

As *meshes* de cada grupo foram alinhadas e inspecionadas quanto ao desvio positivo e negativo de simetria entre os espécimes conforme as figuras 34 a 37.

Foram observados desvios negativos (área azul) em que o RIA permaneceu menor em relação ao EI o que é esperado uma vez que o RIA foi modelado no interior do EI, e desvios positivos (área amarela ou vermelha) em que a *meshe* do RIA apresentou-se maior que o EI, por deficiência na leitura em profundidade do mesmo.

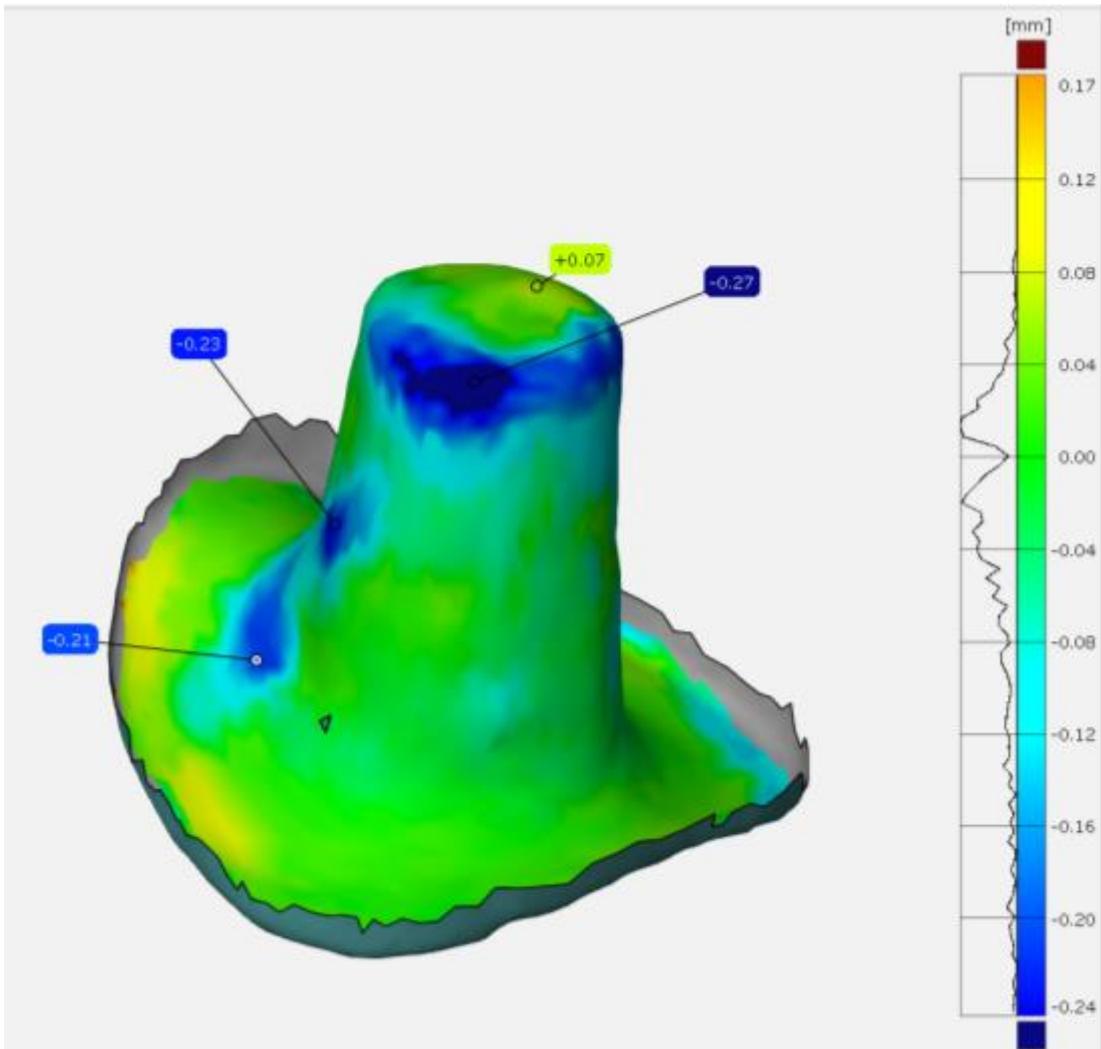


Figura 34. G1 >Desvio foi negativo -0,27mm / Desvio positivo foi de + 0,07mm.

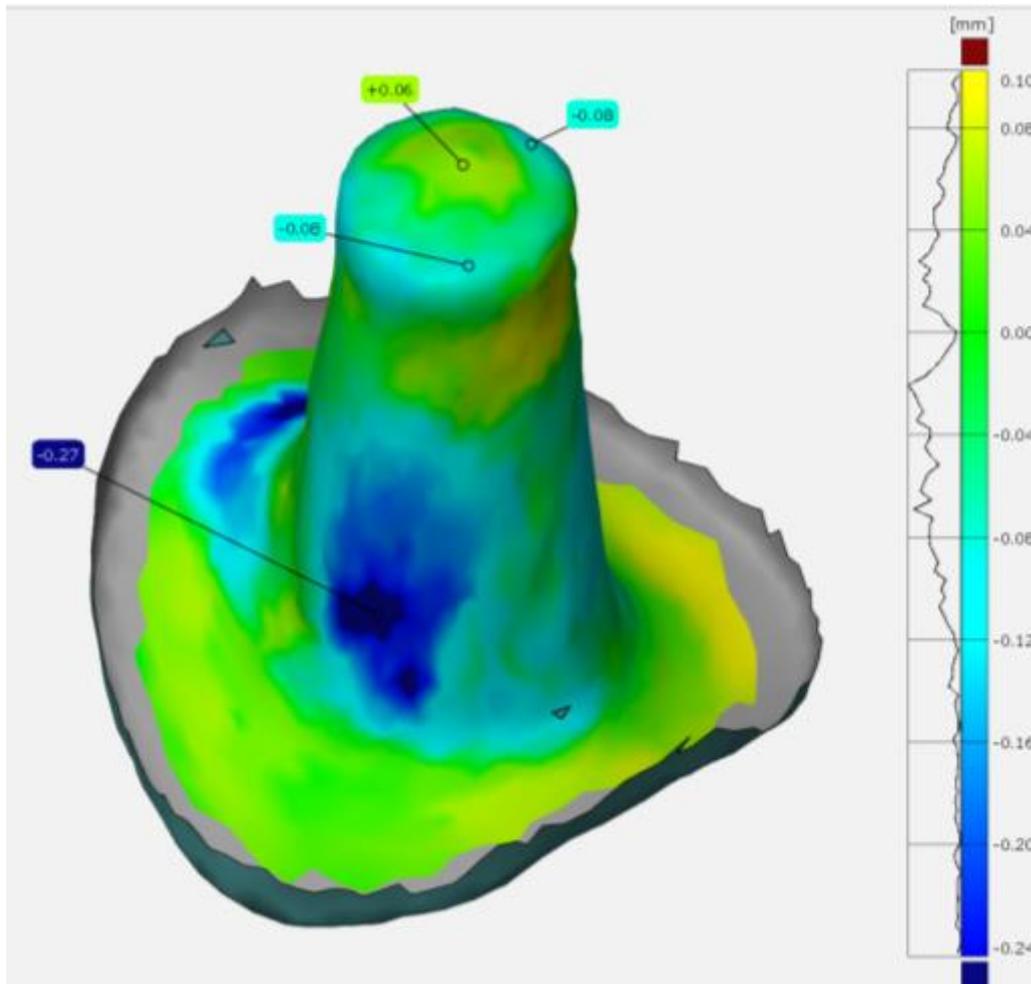


Figura 35. G2 >Desvio foi negativo -0,08mm APICAL / Desvio positivo de 0,06mm .

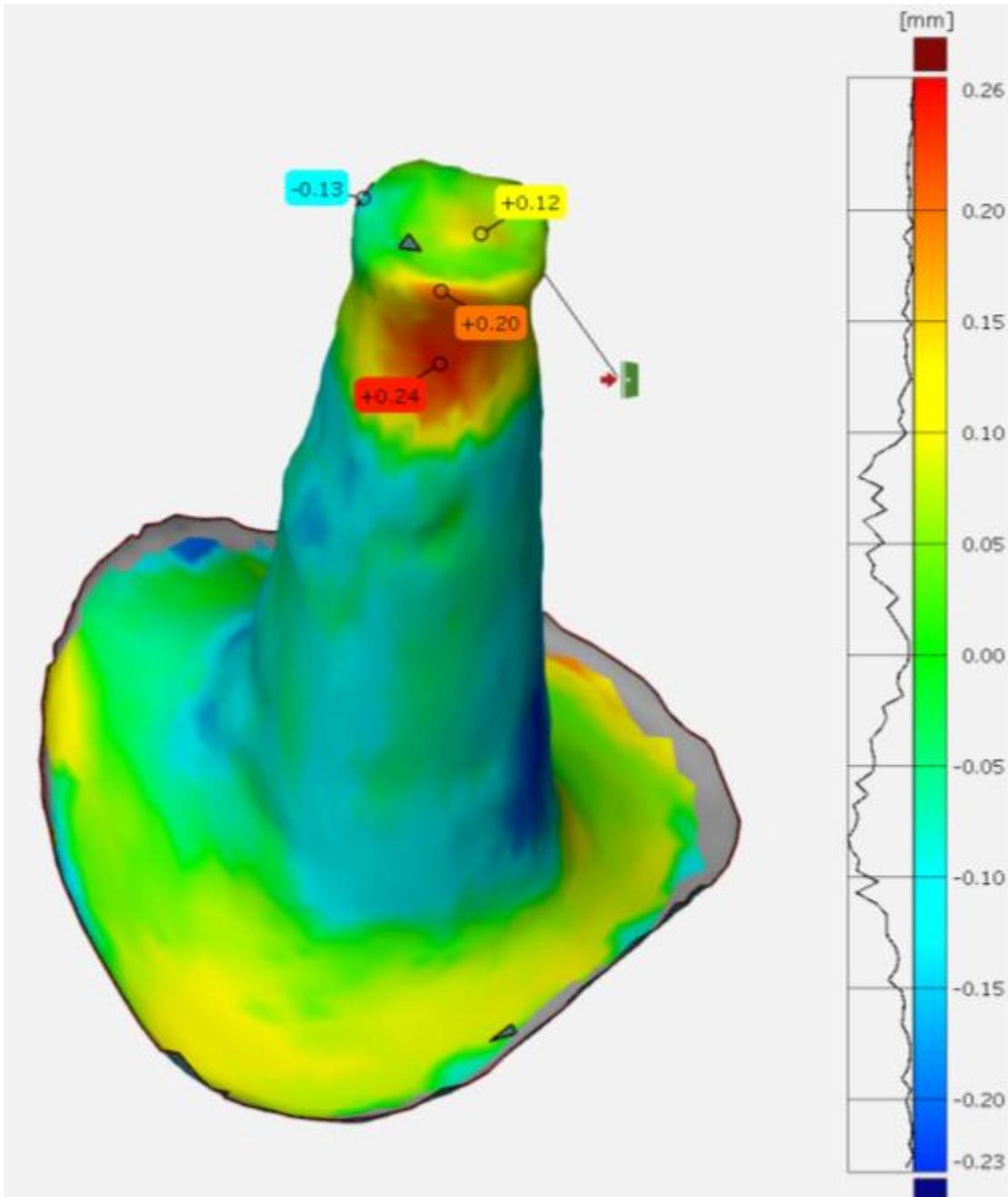
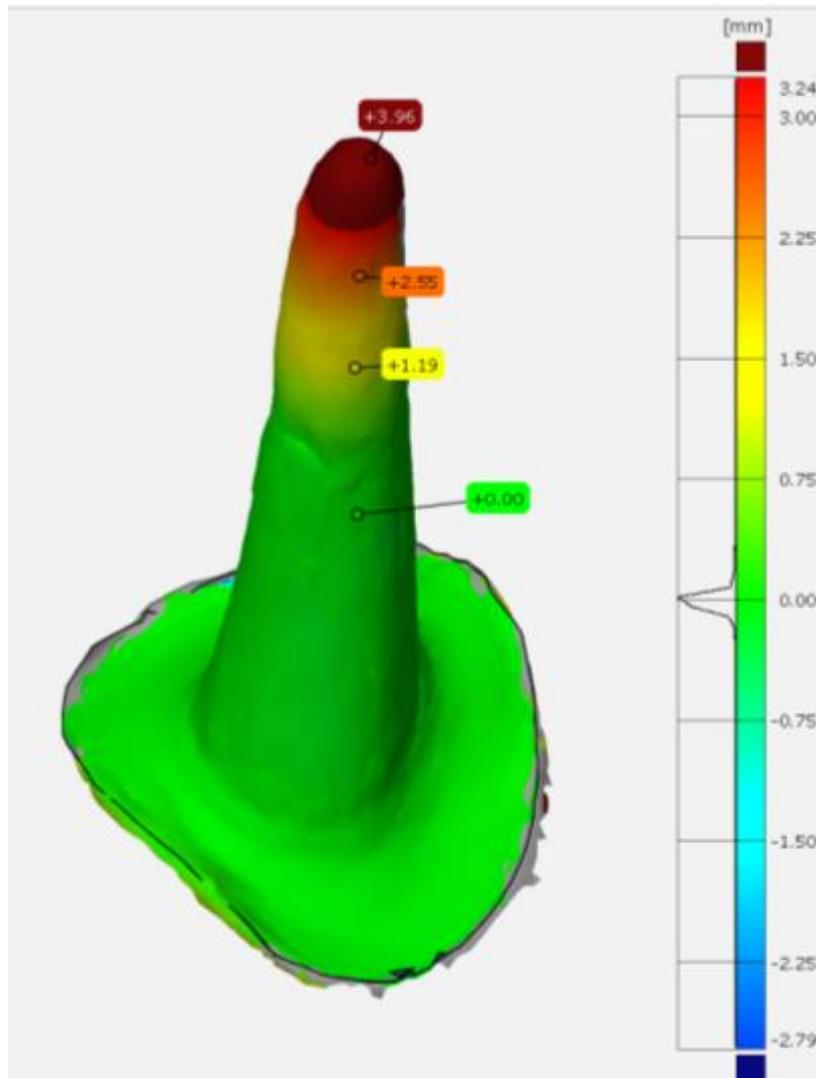


Figura 36. >Desvio foi positivo +0.20mm / Desvio negativo foi de - 0,13 mm. Foram observadas distorções( aberrações geométricas) no terço apical da malha do EI representado em vermelho.



**Figura 37. >Desvio foi positivo +3.96mm .**

Nota-se todo o desvio do G4 entre as malhas do RIA e do EI , em que foi necessário ampliar a tolerância do desvio de 1,00 mm para 4,00 mm para evidenciar toda extensão da malha do RIA. À medida que a tolerância é aumentada, os pequenos desvios observados nos Grupos G1, G2 e G3 , se tornam ocultos na análise virtual do G4.

Como o foco da análise é a região do terço apical para verificar o alcance da leitura, desvios negativos no G4 não foram tabulados assim como a mensuração do diâmetro do terço apical.

Os dados coletados foram distribuídos na Tabela 01 conforme a Fig.38 e os desvios representados no gráfico 01 Fig. 39.

**Tabela 01 .Distribuição dos valores mensurados de cada grupo.**

Medição do preparo Real	Distância Focal (entre o leitor do escâner e o fundo do espaço intraradicular)	Medições Virtuais das Malhas				Maior desvio negativo 1/3 apical	Maior desvio positivo 1/3 apical
		 Espaço Intraradicular (EI), diâmetro no 1/3 apical $\emptyset$	 Retentor Intraradicular em Acrílico (RIA), diâmetro no 1/3 apical $\emptyset$	 (EI) Medida do comprimento longitudinal	 (RIA) Medida do comprimento longitudinal		
G4 / 4,0 mm	11,22mm	2,00mm	1,77mm <sup>11,5%</sup>	4,10mm	4,05mm <sup>2,4%</sup>	-0,27mm	+0,07mm
G6 / 6,0 mm	13,22mm	1,78mm	1,62mm <sup>8,95%</sup>	5,53mm	5,31mm <sup>3,9%</sup>	-0,08mm	+0,06mm
G8 / 8,0 mm	15,22mm	1,37mm	1,44mm <sup>5%</sup>	7,54mm	7,41mm <sup>1,6%</sup>	-0,13mm	+0,20mm
G12 / 12,0 mm	19,22mm	-	0,94mm <sup>100%</sup>	6,72mm	11,14mm <sup>39,5%</sup>	-	+3,96mm

**Figura 38.** Dados coletados distribuídos na Tabela 01.



**Figura 39. Gráfico 01** mostrando o maior desvio para o grupo G4 sendo positivo para G3 e G4. Os grupos G1 e G2 apresentaram maiores desvios negativos porém inexpressivos.

## 6.DISSCUSSÃO

---

Apesar dos primeiros scanners intraorais estarem disponíveis para uso comercial desde há mais de 20 anos, só recentemente se tornaram populares. Esse sucesso pode dever-se ao fato da sua eficácia e fiabilidade aumentar como consequência do desenvolvimento de novas tecnologias.(59)

Para este estudo foi adotado um manequim contendo a bateria de dentes anteriores superiores, em que foi colocado uma raiz artificial com a simulação clínica de necessidade de confecção de um retentor intraradicular para o elemento 11 e dentes artificiais íntegros adjacentes. Existem alguns estudos in vitro que comparam as leituras de scanners intraorais diretamente do espaço intraradicular de dentes naturais comparado à leitura da superfície de moldes intraradiculares em siliconas ou de modelos de gesso obtidos com essas moldagens. Apesar dos modelos de gesso e os moldes de silicona serem amplamente utilizados para este fim, a finalidade deste estudo é minimizar o tempo clínico com a redução de procedimentos clínicos, e minimizar as alterações dimensionais que os materiais utilizados nas moldagens e na obtenção dos modelos de gesso podem sofrer além de reduzir o desconforto do paciente ao realizar as moldagens convencionais. Os modelos de gesso são facilmente escaneados, mas são sensíveis à influência da humidade e de alterações mecânicas. Por outro lado, podem ter sido introduzidos erros durante o vazamento do gesso e confecção do modelo. (60)

Numa tentativa de determinar a exatidão dos modelos digitais adquiridos por um scanner intraoral sem a necessidade de fabricação de um modelo físico, Akyalcin et al. usaram sessenta crânios secos com a dentição intacta. Os investigadores compararam as imagens digitais obtidas a partir de uma tomografia computadorizada de feixe cónico (CBCT) com as imagens obtidas com o scanner iTero®. As medições foram feitas com calibradores digitais e os valores obtidos foram considerados aceitáveis.(61)

Com a exceção do estudo efetuado por Akyalcin et al, em nenhum outro estudo analisado houve eliminação do erro que pode existir nos modelos de gesso feitos a partir de moldagens convencionais. Para eliminar esse erro, optou-se por um modelo de acrílico com as características já referidas, que pudesse ser digitalizado sem interferências adicionais. Como as condições de temperatura, humidade e pressão foram semelhantes, as alterações dimensionais dos espécimes são praticamente nulas para a finalidade do teste.

O fato da digitalização com o scanner intraoral ter sido feita in vitro, não permitiu avaliar a influência das condições intraorais nesta leitura. Contudo, esta circunstância levou a que a digitalização fosse feita nas melhores condições possíveis, sem a interferência da saliva, sangue ou movimentos indesejados por parte do paciente. Apesar da digitalização ter sido feita em meio extraoral, o espaço permitido pela ausência de estruturas como a língua e bochechas no manequim pode não ter tido influência, já que o scanner intraoral só consegue focar e transmitir os dados a uma certa distância, que é a mesma dentro ou fora da cavidade oral. Cogitou-se a hipótese de usar saliva artificial na digitalização intraoral para simular a humidade do meio oral, mas chegou-se à conclusão tal fato não gera alterações dos resultados ao estudo uma vez que os protocolos de escaneamento sempre apontam sobre a condição ideal da leitura onde a superfície a ser lida deve estar livre de umidade e sangramento.(62)

A maioria dos estudos analisam a discrepância entre a leitura em profundidade do espaço intraradicular feita de forma direta e a leitura direta da superfície de moldes em siliconas, mas quase nenhum analisa a comparação do escaneamento do padrão em acrílico modelado no interior do conduto radicular.

Libonati et al. concluíram que o diâmetro da embocadura do canal radicular interfere na profundidade de leitura dos IOS , uma vez que canais estreitos limitam a penetração da luz emitida pelo escâner.(63) Esta limitação pode haver interferido no alcance da leitura do escâner , porém irrelevante para a validação do teste de comparação de medidas entre as malhas dos

espécimes de grupos diferentes pois são padronizados industrialmente e o diâmetro da embocadura é a mesma para todos os espécimes.

Muitos estudos já foram feitos sobre a adaptação marginal das coroas unitárias realizadas a partir de moldagens digitais. Boeddinghaus et al. fizeram escaneamento em 49 dentes utilizando o scanner Trios®, o CEREC AC Omnicam, o 3MTM True Definition Scanner oposto a uma técnica convencional de moldagem. As coroas feitas a partir do escaneamento com o 3MTM True Definition tiveram em média uma discrepância marginal de 88 µm, com o Trios® foi de 112 µm e com o CEREC AC de 113 µm.(64) Pradies et al. compararam a performance de duas técnicas de escaneamento avaliando a adaptação de trinta e quatro coroas feitas a partir de moldagens convencionais com o Lava C.O.S. As discrepâncias marginais das coroas feitas a partir de moldagens tradicionais tiveram valores médios de 91,46 µm enquanto as do Lava C.O.S. tiveram 76,33 µm. Ambos os valores estão dentro dos limites aceitáveis.(64) Seelbach et al. compararam a adaptação marginal e interna de coroas totais unitárias fabricadas a partir de escaneamento digitais com três scanners intraorais diferentes e as coroas fabricadas a partir de moldagens convencionais. Os valores das discrepâncias encontradas nas coroas fabricadas a partir dos scanners intraorais são comparáveis aos encontrados nas coroas fabricadas a partir de moldagens convencionais e estão dentro dos valores considerados aceitáveis. As discrepâncias encontram-se entre 30 e 60 µm na adaptação marginal e 29 e 38 µm na adaptação interna.(29)

Na literatura atual observamos grande divergências de resultados entre autores que afirmam encontrar uma discrepância acima de 1,5 mm entre o objeto real e os arquivos digitalizados, inviabilizando assim a aceitação clínica do protocolo. (63)

Os resultados dos estudos são ainda muito variáveis, sendo que alguns revelam que as diferenças entre o modelo físico e o modelo digital podem exceder os 1,5 mm, o que não é clinicamente aceitável, e outros que suportam a validade dos modelos digitais. Outro fator relevante é a comparação dos resultados das investigações de estudos in vitro geralmente apresentarem

resultados mais satisfatórios do que os estudos in vivo do protocolo de escaneamento.(64)

Foi constatada uma contração, aberração óptica nos grupo G3 e G4. Este resultado era previsível na captação de imagem. O escâner usado na pesquisa utiliza apenas uma lente e capta várias imagens, porém o campo de visão é reduzido pela amplitude da embocadura do conduto intraradicular. A comparação entre as malhas dos escaneamentos do EI e RIA forneceu discrepâncias positivas e negativas nestes dois grupos.

A imagem da malha do retentor captada pelo scanner intraoral está levemente contraída em relação a imagem do espaço intraradicular dos grupos G1 , G3 e G4, podendo ser aferido pelas medidas longitudinais e diâmetro do 1/3 apical Isto se deve ao fato de que os retentores foram produzidos a partir da modelagem interna do conduto. Na imagem do desvio do grupo G4 o retentor é visivelmente maior.

Este resultado era esperado, já que o escaneamento de superfície com menor distância focal gera imagens mais fiéis do objeto real.

Comumente o fluxo de trabalho parcialmente digital se dá de forma que o cirurgião dentista executa a moldagem ou modelagem do espaço intraradicular e o molde ou o padrão de acrílico é enviado a um laboratório de prótese que dispõe de um escâner extraoral para a leitura dos mesmos.

Atendendo à comparação anterior e à forma como a imagem foi adquirida, é de supor que a imagem mais parecida com a realidade seja aquela captada pelo scanner extraoral. Os desvios encontrados na imagem captada pelo scanner intraoral podem ser maiores devido ao fato do scanner intraoral fazer a leitura de forma incremental. Os scanners extraorais fazem várias leituras contínuas de diferentes ângulos, tendo o modelo como um todo sempre no seu campo de visão, sendo que o software deve unir todas essas imagens captadas, não lhe é difícil encontrar pontos de referência para sobrepô-las com rigor. No escâner industrial existem ainda existe a necessidade de incorporação de marcadores de referência no modelo que são calibrados e

codificados e têm como objetivo ajudar o software a reconhecer os pontos de correspondência das várias imagens captadas para as poder unir com o máximo de precisão possível. No caso do scanner intraoral, o tamanho da câmara implica que a lente ótica seja pequena e haja necessidade de fazer a leitura de forma incremental, captando várias imagens de cada espécime e recorrendo ao processo de sobreposição das imagens, que pode produzir erro sistemático. <sup>(26)</sup>

Patzelt et al., constataram a falta de estudos feitos em arcadas completas e avaliaram a exatidão das moldagens digitais intraorais num modelo de gesso de uma arcada com 14 dentes preparados, usando quatro scanners de marcas diferentes e um scanner industrial como referência.

Resultados semelhantes tinham sido encontrados em dois estudos de Ender e Mehl. <sup>(2, 32)</sup> Num deles, foi fabricado um modelo de aço com dois preparos para coroas totais e uma para inlay. Foram feitas cinco moldagens convencionais e cinco moldagens com um escâner extraoral CEREC AC. A leitura digital apresentou menor exatidão e precisão do que a moldagem convencional, apresentando desvios negativos e positivos. As imagens apresentaram distorções nos eixos sagital e transversal, que foram atribuídas a erros de software. <sup>(2)</sup>

Num estudo mais recente foi investigada a exatidão de moldagens convencionais e digitais usando um modelo de referência in-vitro e oito técnicas de moldagens diferentes. A exatidão variou entre 11,5  $\mu\text{m}$  e 60,2  $\mu\text{m}$ , e a precisão entre 12,3  $\mu\text{m}$  e 66,7  $\mu\text{m}$ . O padrão de desvio variou conforme o método de moldagem e foi maior nos sistemas digitais. Concluíram que sistemas de moldagem digital não mostraram uma fiabilidade superior comparativamente às moldagens convencionais relativamente a arcadas 57 completas. <sup>(32)</sup>

Estas aberrações geométricas foram também encontradas por Andriessen et al., que analisaram as discrepâncias entre as leituras feitas com o iTero® e o Lava Scan ST em desdentados totais reabilitados com dois implantes e uma sobredentadura. Foi feita uma leitura digital intraoral e uma

leitura extraoral nos modelos definitivos usados para fabricar a barra da sobredentadura. A distância entre os dois implantes resultou numa incapacidade do scanner intraoral de unir as duas leituras.<sup>(30)</sup>

Uma das características dos scanners intraorais que também pode limitar o seu uso como técnica de moldagem para fins de reabilitação com próteses removíveis é o fato de só captar imagens dos tecidos moles num estado passivo, criando uma moldagem mucoestática, ao contrário do que seria captado numa moldagem convencional. Kattadiyl et al. utilizaram um scanner intraoral para fazer a moldagem digital de dentes e mucosa com a finalidade de produzir uma prótese parcial removível. Os resultados foram bons, com uma adaptação excelente à boca da paciente. Nesta situação clínica de uma Classe III de Kennedy os resultados foram bons, contudo, é uma situação em que a captação da mobilidade dos tecidos moles não é crítica. Em uma situação de uma Classe I ou II de Kennedy, a incapacidade de digitalizar a mucosa móvel pode afetar negativamente o resultado. Serão necessários mais estudos para se poder concluir se esta característica limita ou não o seu uso para fins de reabilitação.<sup>(33)</sup>

Para além dos erros relacionados com os softwares dos scanners, há ainda a possibilidade dos erros estarem relacionados com o sistema ótico. As aberrações geométricas podem ser corrigidas aumentando o número de graus de liberdade, recorrendo ao uso de diversas lentes em vez de uma só. Desta forma, pelo balanceamento das curvaturas das superfícies de cada lente e pela utilização de diferentes tipos de vidros óticos, podem-se eliminar ou reduzir as aberrações geométricas.<sup>(34)</sup> Esta é uma solução a que o scanner intraoral não pode recorrer, já que atualmente o tamanho reduzido da câmara limita a utilização de somente uma lente de captura. Esta pode ser uma explicação para o fato dos scanners extraorais não apresentarem tais aberrações, já que possuem mais de uma lente de leitura.

O tremor das mãos durante o processo de digitalização pode também ser um problema, contribuindo para incertezas na medição e distorção das imagens capturadas.<sup>(7)</sup> Não é possível concluir se o scanner intraoral é

mais ou menos exato a ler dois ou três dentes individualmente do que um scanner extraoral, ou se o formato dos dentes altera de alguma forma os resultados. Em alguns estudos, a leitura com o scanner intraoral de uma arcada inteira apresentou erros geométricos pelo que parece ser um instrumento de moldagem pouco confiável nos casos em que seja necessária uma moldagem de toda a arcada para fins de reabilitação. Contudo, apesar de haver distorções que comprometem a geometria da arcada, elas não ultrapassam os 0,52 mm e este é um valor aceitável se a moldagem for feita apenas para fins de estudo e planejamento dos tratamentos. Para colmatar esta falha e diminuir as aberrações geométricas, os sistemas de moldagem digital terão de evoluir e melhorar os seus sistemas óticos e principalmente os seus softwares. O tamanho necessariamente pequeno da câmara intraoral limita a possibilidade de utilização de duas lentes, pelo que terão de evoluir noutro sentido. Outra das limitações dos sistemas óticos intraorais é a necessidade de uma aproximação grande ao dente. Como o espaço na boca é pequeno e a câmara tem de estar muito próxima do objeto a ler, a distância focal é muito pequena e a distorção maior. A maioria dos aparelhos já incorpora mais de um sistema de captação de imagem para colmatar as falhas e diminuir o erro. Incluir mais sistemas que se complementem talvez seja uma forma de melhorar estes resultados. Provavelmente o caminho mais passível de ser seguido para melhorar o desempenho dos leitores digitais será pelo desenvolvimento de softwares mais complexos, que consigam unir as nuvens de pontos das imagens com exatidão mesmo com poucos pontos de referência, já que o espaço existente na boca limita as câmaras de leitura no seu tamanho e número de lentes.

O tempo de escaneamento interfere no número de imagens geradas de cada porção do objeto. Neste estudo independente do tempo de escaneamento, procurou-se a obtenção de malhas com maior detalhamento gerando arquivos maiores.

## 7. CONCLUSÃO

---

Vários estudos têm proposto o uso da tecnologia IOS e CAD-CAM para produzir pinos endodônticos <sup>(24)</sup>.

Ferramentas dedicadas chamadas de postes de varredura *Scan Posts*, são usadas para detectar a profundidade o espaço intraradicular por meio do uso de um IOS através do fluxo de trabalho totalmente digital, porém esse tipo de técnica, embora torne mais fácil detectar a profundidade, não é capaz de reproduzir corretamente a anatomia do canal radicular e produzir um retentor anatomizado totalmente ajustado.

Considerando as melhores características de uma anatomia do pino endodôntico, como a preservação da dentina radicular, interface de cimentação reduzida, formação de bolhas menores, aumento da retenção do pino e resistência à fratura, neste estudo a possibilidade de confecção de um pino endodôntico anatômico através do uso de um IOS em um fluxo totalmente digital foi investigado.

Poucos estudos investigaram a precisão dos IOS de escanear o espaço intraradicular com uma maior distância focal em um fluxo totalmente digital de forma direta para a produção de retentores anatomizados.

No presente trabalho, o fluxo totalmente digital direto mostrou menor precisão na leitura direta do espaço intraradicular nos grupos com maior distância focal (a partir de 15,22mm) em comparação ao fluxo parcialmente digital com a leitura direta da superfície do retentor.

O desvio positivo de 3,96 no grupo G4 é conclusivo para a interpretação visual. A análise mostrou desvio variável predominantemente nas áreas apicais dos grupos G3 e G4.

Entretanto, os menores desvios e maiores equivalências das medições foram obtidos para o espaço intraradicular que apresentou menor

distância focal e isso provavelmente se deve à proximidade do escâner ao fundo do preparo.

É fundamental o entendimento de que os desvios identificados entre as malhas de cada grupo implicam na desadaptação longitudinal e periférica de retentores projetados e usinados a partir do escaneamento direto intra oral em espaços intraradiculares.

Consequentemente maiores desvios negativos implicam em interfaces de cimentação mais espessas trazendo prejuízo à retenção assim como os desvios positivos geram retentores de comprimento maior que do espaço protético inviabilizando a cimentação.

A principal limitação do presente estudo foi a realização da leitura pelo uso de apenas um modelo de escâner, porém o mesmo é atualmente o mais comercializado e por se tratar de um estudo piloto, novos testes com outros equipamentos devem complementar a finalidade.

Este estudo piloto in vitro não leva em consideração todas as variáveis do ambiente da boca, como fluidos orais e as limitações de movimentação do IOS.

Mais estudos em uma maior amostra e com diferentes sistemas IOS devem analisar a possibilidade de escanear o espaço intraradicular por meio de um fluxo totalmente digital de forma direta para produzir um retentor anatomizado.

# REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Morgano SM, Rodrigues AHC, Sabrosa CE. Restoration of endodontically treated teeth. *Dent Clin North Am.* 2004;48(2):397–416.
2. KISHEN A. Mechanisms and risk factors for fracture predilection in endodontically treated teeth. *Endod Top.* 2006;13(1):57–83.
3. Tang W, Wu Y, Smales RJ. Identifying and Reducing Risks for Potential Fractures in Endodontically Treated Teeth. *J Endod* [Internet]. 2010;36(4):609–17. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.joen.2009.12.002>
4. Nikiforuk G SL. Demineralization of hard tissues by organic chelating agents at neutral pH. *J Dent Res.* 1953;32:859–67.
5. The I. Effect of Dentin Cleansers on the Bonding Efficacy of Dentin Adhesive Mikio CHIBA , Kazuo ITOH and Sadao WAKUMOTO Department of Operative Dentistry , Showa University , School of Dentistry , 2-1-1 Kitasenzoku , Ohta-ku , Tokyo 145 , Japan Received on Dece. 1989;8(1):76–85.
6. Zicari F, Couthino E, De Munck J, Poitevin A, Scotti R, Naert I, et al. Bonding effectiveness and sealing ability of fiber-post bonding. *Dent Mater.* 2008;24(7):967–77.
7. Libonati A, Montemurro E, Nardi R, Campanella V. Percentage of Gutta-percha-filled Areas in Canals Obturated by 3 Different Techniques with and without the Use of Endodontic Sealer. *J Endod* [Internet]. 2018;44(3):506–9. Available from: <https://doi.org/10.1016/j.joen.2017.09.019>
8. Dentistry P, Federal U, Program P, Fluminense UF, Formation S, Friburgo N, et al. MTT versus other cell assays to evaluate the biocompatibility of root canal filling materials. A systematic review. 0–3 p.
9. Campanella V, Di Taranto V, Libonati A, Marzo G, Nardi R, Angotti V, et al. Indirect adhesive rehabilitation by cementation under pressure of a case of Dentinogenesis imperfecta type II: Follow-up after 13 years. *Eur J Paediatr Dent.* 2018;19(4):303–6.
10. Ballesio I, Angotti V, Gallusi G, Libonati A, Tecco S, Marzo G, et al. Durability of adhesion between an adhesive and post-space dentin: Push-out evaluation at one and six months. *Int J Adhes Adhes* [Internet]. 2012;38:75–8. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ijadhadh.2012.05.001>
11. Dale JW, Moser JB. Semiprecious alloys for cast restorations: A preliminary report. :627–31.
12. Chan RW, Bryant RW. Post-core foundations for endodontically treated posterior teeth. 1982;401–6.
13. Cho GC, Kaneko LM, Donovan TE, White SN. Diametral and compressive strength of dental core materials. *J Prosthet Dent.* 1999;82(3):272–6.
14. Deutsch AS, Musikant BL, Cavallari J, Lepley JB. Prefabricated dowels: A literature review. *J Prosthet Dent.* 1983;49(4):498–503.

15. McDONALD A V., KING PA, SETCHELL DJ. An in vitro study to compare impact fracture resistance of intact root-treated teeth. *Int Endod J.* 1990;23(6):304–12.
16. Perel ML, Muroff FI. Clinical criteria for posts and cores. *J Prosthet Dent.* 1972;28(4):405–11.
17. Figueiredo FED, Martins-Filho PRS, Faria-E-Silva AL. Do metal post-retained restorations result in more root fractures than fiber post-retained restorations? A systematic review and meta-analysis. *J Endod.* 2015;41(3):309–16.
19. Mumcu E, Erdemir U, Topcu FT. Comparison of micro push-out bond strengths of two fiber posts luted using simplified adhesive approaches. *Dent Mater J.* 2010;29(3):286–96.
21. Peroz I, Dent M, Blankenstein F, Dent M. Restoring endodontically treated teeth with posts and cores — A review. 2005;36(9):737–46.
25. 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.
26. Ender A, Mehl A. Accuracy in dental medicine, a new way to measure trueness and precision. *J Vis Exp.* 2014;(86).
27. Logozzo S, Zanetti EM, Franceschini G, Kilpelä A, Mäkynen A. Recent advances in dental optics - Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Opt Lasers Eng [Internet].* 2014;54:203–21. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.optlaseng.2013.07.017>
28. Arakida T, Kanazawa M, Iwaki M, Suzuki T, Minakuchi S. Evaluating the influence of ambient light on scanning trueness, precision, and time of intra oral scanner. *J Prosthodont Res [Internet].* 2018;62(3):324–9. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jpor.2017.12.005>
29. Seelbach P, Brueckel C, Wöstmann B. Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow. *Clin Oral Investig.* 2013;17(7):1759–64.
30. Correia ARM, Sampaio Fernandes JCA, Cardoso JAP, Leal da Silva CFC. CAD-CAM: a informática a serviço da prótese fixa. *Rev Odontol da UNESP.* 2006;35(2):183–9.
31. Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y. A review of dental CAD/CAM: Current status and future perspectives from 20 years of experience. *Dent Mater J.* 2009;28(1):44–56.
32. Pradíes G, Zarauz C, Valverde A, Ferreiroa A, Martínez-Rus F. Clinical evaluation comparing the fit of all-ceramic crowns obtained from silicone and digital intraoral impressions based on wavefront sampling technology. *J Dent.* 2015;43(2):201–8.
33. Polido WD. Digital impressions and handling of digital models: The future of dentistry. *Dental Press J Orthod.* 2010;15(5):18–22.
34. Schaefer O, Decker M, Wittstock F, Kuepper H, Guentsch A. Impact of digital impression techniques on the adaption of ceramic partial crowns in vitro. *J Dent [Internet].* 2014;42(6):677–83. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jdent.2014.01.016>
35. Grandini S, Monticelli F, Ferrari M. SEM Evaluation of the Cement Layer Thickness After Luting Two Different Posts. 2005;7(3):235–40.

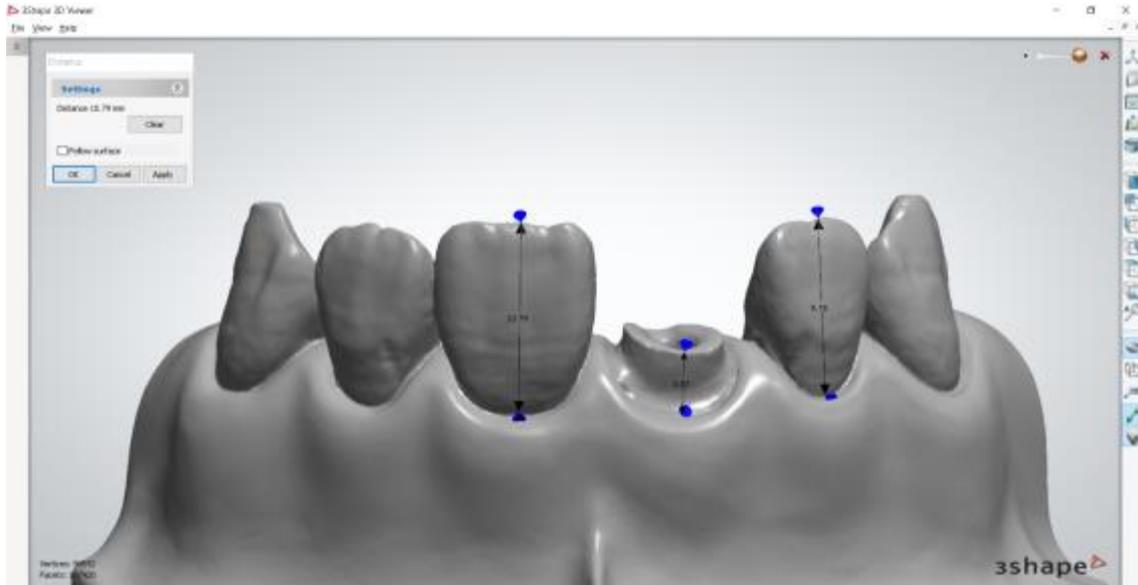
36. Gomes GM, de Rezende EC, Gomes OMM, Gomes JC, Loguercio AD, Reis A. Influence of the resin cement thickness on bond strength and gap formation of fiber posts bonded to root dentin. *J Adhes Dent.* 2014;16(1):71–8.
37. Kanduti D, Kopač I. Cement thickness of post and cores fabricated by modern digital technology. *Mater Tehnol.* 2021;55(1):45–9.
38. Logozzo S, Zanetti EM, Franceschini G, Kilpelä A, Mäkynen A. Recent advances in dental optics - Part I: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Opt Lasers Eng* [Internet]. 2014;54(March):203–21. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.optlaseng.2013.07.017>
39. Richert R, Goujat A, Venet L, Viguie G, Viennot S, Robinson P, et al. Intraoral Scanner Technologies: A Review to Make a Successful Impression. *J Healthc Eng.* 2017;2017.
40. Zhang L, Wang T, Cao Y, Wang C, Tan B, Tang X, et al. Sys Review. *J Endod* [Internet]. 2014;42(2):1344–7. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.tripleo.2009.01.017><http://dx.doi.org/10.1016/j.joen.2015.04.003><http://dx.doi.org/10.1016/j.joen.2015.10.005><http://dx.doi.org/10.1016/j.joen.2014.05.011><http://dx.doi.org/10.1016/j.oooo.2014.07.014>
41. Yang HS, Lang LA, Molina A, Felton DA. The effects of dowel design and load direction on dowel-and-core restorations. *J Prosthet Dent.* 2001;85(6):558–67.
42. Forberger N, Göhring TN. Influence of the type of post and core on in vitro marginal continuity, fracture resistance, and fracture mode of lithia disilicate-based all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 2008;100(4):264–73.
43. Lamichhane A, Xu C, Zhang F qiang. Dental fiber-post resin base material: A review. *J Adv Prosthodont.* 2014;6(1):60–5.
44. Lindemann M, Yaman P, Dennison JB, Herrero AA. Comparison of the Efficiency and Effectiveness of Various Techniques for Removal of Fiber Posts. 2005.
45. *European Journal of Dentistry.*
46. Wu HE, Dong Z, Fang HE. Frozen injury of lining canals and prevention measures in seasonal frozen soil areas. 2008;(November):45–7.
47. De Freitas Borges M, Simões Teixeira G, Fernandes Montagner A, Susin H. Glass fiber post treatment-does it influence resin cement bond strength? Pinos de fibra de vidro pós tratamento-influencia a resistência de união do cimento resinoso? *Rev Odontol UNESP* [Internet]. 2019;48:20190032. Available from: <https://doi.org/10.1590/1807-2577.03219>
48. Martins M, Federal U, Filho FS. Influência de diferentes retentores intraradiculares na deformação de dentes tratados endodonticamente frente ao teste de impacto . Influência de diferentes retentores intraradiculares na deformação de dentes tratados endodonticamente frente ao teste . 2016;
49. Magne P, Dent M, Gallucci GO, Belser UC. Anatomic crown width/length ratios of unworn and worn maxillary teeth in white subjects.
50. Ruse ND, Sadoun MJ. Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *J Dent Res.* 2014;93(12):1232–4.

51. Flügge T, Att W, Metzger M, Nelson K. Precision of Dental Implant Digitization Using Intraoral Scanners. *Int J Prosthodont*. 2016;29(3):277–83.
52. Pinto A, Arcuri L, Carosi P, Nardi R. Ed io ni io na I N VITRO EVALUATION OF THE POST - SPACE. 2017;(February 2018).
53. Takeuchi Y, Koizumi H, Furuchi M, Sato Y, Ohkubo C, Matsumura H. Use of digital impression systems with intraoral scanners for fabricating restorations and fixed dental prostheses. *J Oral Sci*. 2018;60(1):1–7.
54. Abigail Coutinho C, Hegde D, Shetty S, Iyer R, Priya A. Intraoral Scanners: a Narrative Review. *J Res Dent*. 2020;8(1):1.
55. Ender A, Mehl A. Accuracy of complete-Arch dental impressions: A new method of measuring trueness and precision. *J Prosthet Dent [Internet]*. 2013;109(2):121–8. Available from: [http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913\(13\)60028-1](http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913(13)60028-1)
56. Vicente LC De. Tras una vida implantológica , por fin un huracán terapéutico revolucionario F ichas técnicas. 2013;
57. Awad MA, Marghalani TY. Fabrication of a custom-made ceramic post and core using CAD-CAM technology. *J Prosthet Dent*. 2007;98(2):161–2.
58. Lee JH. Fabricating a custom zirconia post-and-core without a post-and-core pattern or a scan post. *J Prosthet Dent*. 2018 Aug 1;120(2):186–9.
59. Andriessen FS, Rijkens DR, Van Der Meer WJ, Wismeijer DW. Applicability and accuracy of an intraoral scanner for scanning multiple implants in edentulous mandibles: A pilot study. *J Prosthet Dent [Internet]*. 2014;111(3):186–94. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.07.010>
60. Patzelt SBM, Emmanouilidi A, Stampf S, Strub JR, Att W. Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clin Oral Investig*. 2014;18(6):1687–94.
61. Akyalcin S, Cozad BE, English JD, Colville CD, Laman S. Diagnostic accuracy of impression-free digital models. *Am J Orthod Dentofac Orthop [Internet]*. 2013;144(6):916–22. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ajodo.2013.04.024>
62. Dissertação Do Mestrado.
63. Pinto A, Arcuri L, Carosi P, Nardi R, Libonati A, Ottria L, et al. 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.
64. Boeddinghaus M, Breloer ES, Rehmann P, Wöstmann B. Accuracy of single-tooth restorations based on intraoral digital and conventional impressions in patients. *Clin Oral Investig*. 2015;19(8):2027–34.

# ANEXOS

---

## Cálculo da distância focal para cada grupo:



### Alturas

Altura da coroa clínica dente 21 = 10,79 mm (h21)

Altura da coroa clínica dente 12 = 9,78 mm (h12)

Altura do remanescente dente 11 = 3,57 (hr)

Altura do espaço intraradicular = 4,6,8,12 (hEI)

Distância focal = (DF)

Distância focal entre a cabeça do escâner até o fundo do espaço intraradicular:

Fórmula=  $h_{21}-h_r+h_{EI}= DF$

DF G1 = 11,22mm

DF G2 = 13,22mm

DF G3 = 15,22mm

DF G4 = 19,22mm