

**Inês Meireles Fernandes da Silva**

**“Estudo comparativo da leitura digital de *scanners*  
intra e extraorais em *Prostodontia*”**

Dissertação para a obtenção de grau de Mestre em Reabilitação Oral

Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto

**Orientadora**

Prof<sup>a</sup> Doutora Maria Helena Guimarães Figueiral da Silva

(Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto)

**Co-orientador**

Prof. Doutor César Fernando Coelho Leal da Silva

(Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto)

Porto, 2015

## **Agradecimentos**

A realização desta dissertação de Mestrado só foi possível graças à colaboração de várias pessoas e instituições, às quais gostaria de exprimir algumas palavras de agradecimento e reconhecimento, em particular:

Ao coordenador do Mestrado de Reabilitação Oral, Professor Doutor João Carlos Sampaio Fernandes, pela oportunidade e o privilégio que tive em frequentar este Mestrado que muito contribuiu para o enriquecimento da minha formação.

À Professora Doutora Maria Helena Figueiral Silva, pela orientação e apoio durante toda a investigação, fundamentais para a elaboração deste projeto.

Ao Prof. Doutor César Fernando Coelho Leal da Silva pela sua atenciosa coorientação neste projeto.

Ao departamento de Engenharia Mecânica da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto e em especial ao Prof. Doutor Mário Augusto Pires Vaz e ao Engenheiro Nuno Viriato, pelo tempo dispendido, pela ajuda fundamental na minha aquisição de conhecimentos na área da Engenharia Mecânica e pela criação da ponte estabelecida entre mim e a Engenheira Marta Dias.

Ao departamento de Metrologia do Instituto de Engenharia Mecânica e Gestão Industrial, em especial à Engenheira Marta Dias, muito prestável no processo de obtenção de imagens e da sua comparação e análise.

À 3M ESPE e em especial aos seus colaboradores Manuel Fariña e Mara Silva pela disponibilidade de recursos físicos e humanos.

Ao Laboratório de Prótese Dentária Diasdental, em especial ao técnico de prótese Vítor Dias pela sua amável e profissional colaboração neste projeto.

Ao departamento de Prótese Dentária da FMDUP e em especial ao Prof. Doutor André Ricardo Maia Correia e ao Dr. Paulo Rocha Jorge Almeida pela colaboração fundamental no desenho desta investigação.

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

À minha família, em especial aos meus pais e à minha irmã, por me permitirem ter uma base sólida onde me apoiar nos bons e maus momentos e por me incentivarem e apoiarem na progressão como profissional.

## Resumo

### Introdução

Em medicina dentária, a impressão das arcadas dentárias e tecidos vizinhos é um passo fundamental para a reabilitação oral já que transfere a situação intraoral do indivíduo para um modelo físico onde são feitos planos de tratamento, estudos de cirurgia implantar e medições ortodônticas, e onde podem ser executadas as mais variadas restaurações e próteses.

Têm sido propostas diferentes técnicas e materiais de forma a diminuir o erro que envolve as impressões tradicionais. Com a modernização e a evolução da tecnologia, têm-se vindo a desenvolver e melhorar vários sistemas de digitalização extra e intraorais.

Esta investigação teve como objetivo principal analisar e comparar a fiabilidade de dois sistemas de leitores digitais, tendo-se utilizado um sistema de leitura industrial como referência.

### Material e métodos

Foi construído um modelo modificado que foi digitalizado por um *scanner* industrial, seguindo-se a sua leitura por um *scanner* intraoral e depois por um *scanner* extraoral.

A reprodutibilidade das imagens foi avaliada através da comparação das *meshes* obtidas pelos três *scanners*.

## **Resultados**

A comparação tridimensional entre as imagens do *scanner* industrial e do *scanner* intraoral revelou a existência de desvios positivos e negativos que representam expansões e contrações. A comparação feita entre a imagem obtida pelo *scanner* industrial e a imagem obtida pelo *scanner* extraoral não mostrou discrepâncias significativas. Por último, foi feita a comparação entre a imagem obtida pelo *scanner* intraoral em relação ao *scanner* extraoral que revelou desvios positivos, de expansão, e negativos, de contração.

## **Conclusões**

A tecnologia poderá levar-nos para a eliminação completa das impressões físicas. As impressões digitais intraorais têm provas dadas de precisão e fiabilidade quando se trata da digitalização de uma a três peças dentárias. Contudo, as impressões digitais intraorais ainda não podem ser consideradas fiáveis quando se pretende digitalizar uma arcada completa. Para melhorar o desempenho dos leitores digitais será necessário o desenvolvimento de *softwares* mais complexos.

# **Abstract**

## **Introduction**

The impression of the teeth and soft tissues is a fundamental step to oral rehabilitation because it transfers the intraoral situation into a physical model where treatment plans, studies and orthodontic measurements can be done. It's also there that the restorations and prothesis can be made.

Different techniques and materials have been proposed to diminish the error that evolves the conventional impression techniques. Along with the modernization and evolution of technology a great amount of different extra and intraoral scanning systems have been created.

The main target of this investigation was to compare the accuracy of two dental scanning systems, using an industrial scanner as reference.

## **Materials and methods**

A modified model was built and scanned by an industrial scanner, followed by an intraoral scanner and an extraoral scanner.

The image accuracy was analyzed through the comparison of the meshes obtained by the three scanners.

## **Results**

The three-dimensional comparison between the images captured by the industrial scanner and the intraoral scanner revealed positive and negative deviations that represent expansions and contractions. The comparison made between the images of the industrial scanner and the extraoral scanner didn't reveal any significant discrepancies. The last comparison made between the image captured by the intraoral scanner and the extraoral scanner revealed positive and negative deviations, representing contractions and expansions.

## **Conclusions**

Removing all physical impressions may be where technology is leading us on.

Although intraoral digital impressions have given proof of precision and reliability in scanning a small number of preparations, they cannot be considered reliable when scanning a full-arch. To improve the performance of digital scanners it will be necessary to create more complex softwares.

# Índice

1. Introdução.....	Pág. 2
1.1. Sistemas de <i>scanner</i> industriais	Pág. 9
1.2. Sistemas de <i>scanner</i> extraorais	Pág. 11
1.3. Sistemas de <i>scanner</i> intraorais	Pág. 12
2. Material e métodos.....	Pág. 20
2.1. Confeção do modelo modificado	Pág. 21
2.2. Captação da imagem pelo <i>scanner</i> industrial	Pág. 22
2.3. Captação da imagem pelo <i>scanner</i> intraoral	Pág. 23
2.4. Captação da imagem pelo <i>scanner</i> extraoral	Pág. 25
2.5. Avaliação da reprodutibilidade das imagens	Pág. 26
3. Resultados.....	Pág. 27
3.1. Comparação entre as imagens dos <i>scanners</i> industrial e intraoral	Pág. 28
3.2. Comparação entre as imagens dos <i>scanners</i> industrial e extraoral	Pág. 36
3.3. Comparação entre as imagens dos <i>scanners</i> intraoral e extraoral	Pág. 41
4. Discussão.....	Pág. 48
5. Conclusões.....	Pág. 60
Referências Bibliográficas.....	Pág. 62
Anexos.....	Pág. 68





# **1. Introdução**

## 1. Introdução

A recriação da forma em três dimensões (3D) está presente na vida do ser humano desde tempos imemoriais, tal como nos indica o início da escultura na Grécia que data de 3000 a 2000 anos antes de Cristo (a.C.). Ao longo da história, o Homem nunca deixou de tentar recriar os seus feitos, proezas e divindades, assim como ele mesmo. O Moai na Ilha de Páscoa, da época de 1100 a 1000 anos a.C. é um exemplo disso, pois representa uma tentativa de replicação de formas familiares. Contudo, só no século XIX é que os fundamentos dos mecanismos de perceção tridimensional foram questionados e estudados, levando ao início da criação e desenvolvimento de sistemas artificiais de replicação em 3D. <sup>(1)</sup>

Em 1833, o físico Sir Charles Wheatstone reportou pela primeira vez o fenómeno estereográfico numa palestra em Londres, tendo em seguida construído um estereoscópio para demonstrar as suas ideias sobre a visão binocular, na qual duas imagens do mesmo objeto tiradas de diferentes pontos podem ser combinadas de forma a que o objeto pareça um sólido. Foi só em 1949 que Sir David Brewster aprimorou o estereoscópio e criou a primeira câmara com duas lentes. As aplicações do estereoscópio foram essencialmente de entretenimento e fotogrametria durante o resto do século XIX e parte do século XX, com a construção de câmaras *stereo* e inúmeros modelos criados após a invenção do filme de 35 mm por Dickson e Thomas Edison em 1892. <sup>(1)</sup>

A evolução dos sistemas informáticos, paralelamente ao desenvolvimento de melhores e mais eficientes fontes de luz, aparelhos de imagem e algoritmos de deteção de picos digitais sub-pixel em tempo real tiveram um efeito importante no progresso do *active sensing*. Entretanto, muitos conceitos e aparelhos foram propostos, desenvolvidos e comercializados. <sup>(1)</sup>

Em medicina dentária, 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 modelo físico onde são feitos planos de tratamento, estudos de cirurgia implantar e medições ortodônticas, e onde 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. <sup>(2, 3)</sup> Desde 1937 que a técnica mais utilizada para obter esses modelos tem sido realizada a partir de uma moldagem intraoral com auxílio de uma moldeira, metálica ou de plástico, e de um material de impressão, que pode ser, entre outros, um alginato ou um silicone. <sup>(2, 4, 5)</sup>

As desvantagens habitualmente apontadas às impressões tradicionais são a possível escolha inadequada das moldeiras, o contacto entre a moldeira e os dentes, o desconforto do paciente durante o seu registo, incoerências geométricas e dimensionais entre o modelo e o dente real devido à instabilidade e distorção dos materiais de impressão e/ou do gesso, necessidade de desinfeção das impressões assim como do seu transporte entre a clínica e o laboratório e a carência de espaço físico para o arquivamento desses modelos. <sup>(3, 5, 6-9)</sup>

Têm sido várias as técnicas e os materiais propostos ao longo do tempo de forma a tentar diminuir o erro que envolve as impressões tradicionais e aumentar a sua exatidão. No entanto, os resultados são muito variáveis, pois dependem de diversos fatores nomeadamente o tipo de material de impressão, a estrutura a imprimir e a perícia do operador, pelo que continua a existir um maior ou menor grau de erro. (2-4, 10)

Com a modernização e a evolução da tecnologia, há mais de vinte anos que se têm vindo a desenvolver e melhorar vários sistemas de digitalização extraorais. (11-13) Desde a introdução do primeiro *scanner* dentário na década de 1980, esta tecnologia tem sido adaptada e reforçada, e surgem *scanners* cada vez mais eficazes e capazes de reproduzir com exatidão qualquer superfície dentária. (5,9, 10, 12-14)

Os termos CAD (*Computer Aided Design*) e CAM (*Computer Aided Manufacturing*) foram introduzidos na medicina dentária em 1973 por François Duret na sua tese escrita na Faculté d'Odontologie em Lyon, França, intitulada "Empreinte Optique" (Impressão ótica). Em 1984 ele registou a patente do seu primeiro dispositivo para o sistema CAD-CAM e apresentou-o no "Encontro Midwinter", em Chicago, cinco anos mais tarde. Entretanto, durante os anos 80, um dentista suíço, Werner Mörmann, e um engenheiro eletrotécnico, Marco Brandestini, desenvolveram o CEREC® que foi o primeiro sistema a ser utilizado e comercializado de forma viável, e que foi produzido pela Sirona Dental Systems LLC (Charlotte, NC, E.U.A.). Também no final da década de 80, várias universidades japonesas iniciaram-se na pesquisa e desenvolvimento dos sistemas de CAD-CAM que rapidamente se tornaram disponíveis para o uso clínico. (3, 12, 13, 15-17)

Esta tecnologia envolve três componentes fundamentais: o *scanning* que é o sistema de leitura da preparação dentária e que pode ser feito por leitura ótica, contacto ou laser, o CAD, que é o *software* de desenho da restauração protética e o CAM, o sistema de fresagem da estrutura protética. (12,17)

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 zircónia 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. (9, 10, 12, 17, 18)

A preparação dentária pode ser digitalizada fora da cavidade oral, sobre um modelo de gesso ou na cavidade oral por um sistema de digitalização intraoral. (12, 17, 19) Atualmente, o procedimento mais utilizado é ainda a digitalização do modelo de gesso, processo que começa no consultório do dentista com a captação da impressão de forma tradicional com moldeiras e material de impressão. A impressão é enviada para o laboratório onde o técnico a passa a gesso, que depois de endurecido se transforma num modelo em 3D da arcada dentária. De seguida pode desenhar-se a prótese num sistema de CAD-CAM e enviar o ficheiro para a máquina de fresagem. A

máquina de fresagem produz a prótese, que depois é colocada e ajustada pelo dentista na boca do paciente. <sup>(3)</sup>

A possibilidade de digitalizar os modelos de gesso, ou mesmo os dentes diretamente da boca do paciente, tem vindo a revelar-se uma mais-valia para a medicina dentária. A utilização de materiais de impressão introduz frequentemente erros, que podem ser cometidos tanto na manipulação dos materiais como na técnica de impressão em si. Existe ainda a necessidade de se controlar a humidade e a temperatura do laboratório de prótese dentária para assegurar a precisão na obtenção do modelo de gesso. A utilização de *scanners* digitais para impressões dentárias pode eventualmente eliminar a etapa da moldagem com uso de moldeiras, diminuindo, assim, os erros em todo este processo. <sup>(5, 9, 19)</sup> Além disso, durante o processo de impressão, o dentista pode observar de imediato a preparação e a sua relação com o dente ou dentes antagonistas, podendo corrigir a preparação ou a impressão, sem ter de repetir todo o processo. <sup>(18, 20)</sup> No laboratório também se ganha tempo, por não haver a necessidade de vazar as impressões a gesso, de colocar pinos e réplicas, cortar e modelar troqueis ou colocar os modelos em articulação. <sup>(5, 20)</sup>

A digitalização intraoral é hoje uma realidade e o uso desta tecnologia está a aumentar rapidamente em todo o mundo e representa uma mudança considerável na forma como as impressões dentárias são realizadas. <sup>(3, 5, 12, 14)</sup> Neste método, o dentista captura a imagem da arcada recorrendo a uma câmara de leitura e envia a prescrição com a imagem para o laboratório. No laboratório o ficheiro é descarregado para um *software* próprio onde as margens das preparações podem ser marcadas e cortadas. Estas impressões intraorais que resultam num modelo virtual podem ser transformadas em

modelos físicos se necessário, usando uma técnica chamada de estereolitografia. O técnico pode então proceder à finalização da restauração e enviá-la ao dentista. (3, 21)

O termo estereolitografia foi introduzido por Charles W. Hull em 1986, que o definiu como sendo o método de produzir objetos sólidos ao moldar sucessivamente finas camadas de um material fotopolimerizável. Depois de produzido o modelo desejado em 3D num programa CAD, o software corta o modelo CAD em finas camadas, que podem ser de cinco a vinte por milímetro, sendo que quantas mais camadas forem cortadas melhor é a resolução. De seguida, o laser digitaliza uma resina líquida, que se encontra numa plataforma dentro de uma cuba, e espera que ela endureça, criando a primeira camada. A plataforma desce sobre a cuba uma fração de milímetro e o laser digitaliza a camada seguinte. Este processo é repetido camada após camada até o modelo estar completo. No final, o objeto é lavado com um solvente para eliminar a resina não polimerizada e colocado num forno de luz ultravioleta para polimerizar totalmente a resina. (13) Este processo está ilustrado na figura 1.

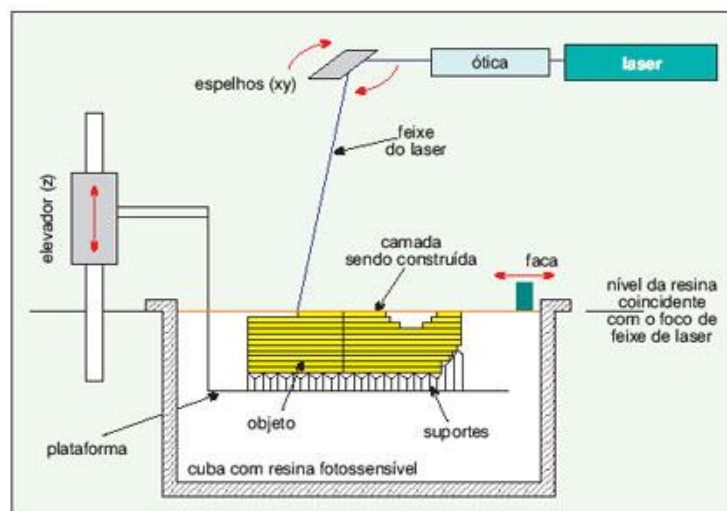


Figura 1 – Processo de estereolitografia de Hull (Fonte: André de Assis) (22)



Existe ainda outro protocolo que pode ser seguido caso o dentista disponha no consultório de um *scanner* 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 de seguida. (3, 21)

As impressões intraorais têm sido muito estudadas e têm sido relatados alguns problemas relacionados com a dificuldade da técnica. O facto dos sistemas atuais só captarem áreas visíveis levam a que o sangue, a saliva, os dentes adjacentes e as linhas de acabamento subgingivais compliquem substancialmente o processo de digitalização. (2, 3, 17, 20) Além disso, existem algumas desvantagens, como a necessidade de aplicação de um pó em alguns casos e o facto da câmara ter de repousar fixamente sobre um dente para o focar. (2, 3) Contudo, existem alguns estudos que revelam uma melhor adaptação marginal das restaurações quando é feita uma impressão intraoral em comparação com as impressões convencionais. (20)

### **1.1. Sistemas de *scanner* industriais**

Os sistemas de aquisição de imagem de alta precisão em 3D sem contacto têm vindo a ganhar aceitação de forma consistente em diversas áreas tais como a inspeção industrial, a preservação da herança cultural, a análise forense e a medicina, por exemplo. O número de aplicações do *scanner* em medicina está a crescer de dia para dia e envolve áreas como a endoscopia, a radioterapia, a cirurgia geral, reconstrutiva e plástica. (1)

No caso da medicina dentária, podem ser úteis na cirurgia reconstrutiva maxilofacial, onde a informação pode ser recolhida previamente ou calculada a partir de outras partes do corpo similares. Os ajustes necessários podem ser calculados em modelos 3D reais. Também na correção ortodôntica esta técnica pode ser útil, por permitir um planeamento em 3D da boca e maxilares. A digitalização de modelos dentários para a identificação de indivíduos ou o estudo da população é outra aplicação de grande impacto dos *scanners* 3D. <sup>(1)</sup>

O ATOS III Triple Scan (GOM® mbH Braunschweig, Alemanha) é um equipamento de captação de imagem sem contacto que usa uma avançada tecnologia de projeção especialmente desenvolvida para medição que garante a qualidade dos dados captados com o mínimo de desvios. Esta nova tecnologia produz uma medição altamente precisa mesmo em superfícies brilhantes e em componentes complexos, reduzindo o número de digitalizações individuais, resultando daí uma utilização simples. O ATOS III usa duas câmaras de alta resolução, com 8 megapixel cada e resolução de 3296 x 2472 pixel com lentes especialmente desenvolvidas para medição precisa. É rapidamente adaptável à medição de diferentes volumes, medindo com alta precisão e detalhe objetos que podem ir dos 38 mm até aos 2 m. <sup>(23)</sup> Mede até 8.147.712 pontos por imagem com um espaçamento de 0,012-0,457 mm.

Os dados resultantes do sistema de digitalização são uma nuvem de pontos em formato ASCII que o software GOM Inspect Professional converte automaticamente para dados *mesh* 3D, oferecendo uma extensa variedade de funcionalidades. <sup>(23)</sup>

## 1.2. Sistemas de *scanner* extraorais

Existem no mercado atual da medicina dentária vários fabricantes de *scanners* extraorais. Estes são considerados mais precisos quando a superfície a digitalizar envolve vários dentes, mas têm a desvantagem de exigir mais tempo e de depender de uma impressão prévia à preparação dentária o que pode introduzir erro. <sup>(12)</sup>

As marcas comerciais mais usadas atualmente incluem o sistema Procera Allceram<sup>®</sup> (Nobelbiocare AB, Suécia), o CEREC<sup>®</sup> (Sirona Dental Systems, Alemanha), o Lava<sup>®</sup> (3M ESPE, MN, E.U.A.) e o Everest<sup>®</sup> (KaVo Dental GmbH, Alemanha).

O Procera AllCeram<sup>®</sup> é um dos sistemas com maior êxito e inclui duas tecnologias: o Procera Piccolo<sup>®</sup>, usado para a confeção de coroas unitárias, facetas estéticas e pilares protéticos; e o Procera Forte<sup>®</sup> usado também para próteses entre dois e quatro elementos. A tecnologia usada na digitalização do modelo de gesso é diferente dos outros sistemas porque usa uma leitura por contacto e não a fotografia como base para criação da imagem virtual. <sup>(7)</sup> Neste caso, a imagem é feita por contacto, através da ponta digitalizadora do *scanner*, a qual exerce uma pressão de 20 gramas sobre o modelo de modo a garantir um contacto preciso. Apesar de serem efetuadas cinquenta mil leituras numa só preparação por esse procedimento, o processo demora aproximadamente trinta segundos. <sup>(12)</sup>

O CEREC<sup>®</sup> faz a leitura ótica, sem contacto com a preparação dentária e tem uma resolução de 25 µm. Este sistema permite a produção de coifas, incrustações, coroas parciais, facetas e coroas totais, para regiões anteriores e

posteriores. É o único sistema que apresenta duas versões: uma para utilização clínica, o CEREC Chairside® e uma versão para laboratório, o CEREC InLab®. <sup>(12)</sup>

O Lava® tem um sistema de digitalização de leitura ótica e permite a fabricação de coroas unitárias, pontes de cerâmica com três a seis elementos anteriores e posteriores e pilares de implantes cimentados a uma base de titânio. <sup>(12)</sup>

No sistema Everest® a digitalização do modelo de gesso (antirreflexo) é feita por uma leitura ótica através de uma câmara que cria uma imagem em 3D com precisão de 20 µm. <sup>(12)</sup>

O sistema Maestro 3D Dental Scanner 350® surgiu em 2011 e usa duas câmaras de alta resolução com um sistema de digitalização ótica de luz estruturada. É um *scanner* sem contacto que pode ser utilizado para a digitalização de falsos-cotos, pilares, moldes de arcadas completas, restaurações, pontes, *inlays*, *onlays* e enceramentos com uma precisão de 10 µm. Os ficheiros ficam gravados em formato STL num sistema aberto. <sup>(24)</sup>

### **1.3. Sistemas de *scanner* intraorais**

Mais recentemente foram também aprimorados os *scanners* intraorais que se encontram disponibilizados por algumas empresas comerciais. <sup>(5)</sup> Esses sistemas baseiam-se em tecnologias óticas sem contacto tais como a microscopia confocal a laser, a triangulação ativa e passiva, a amostragem por frente de onda ativa, a tomografia de coerência ótica, a interferometria e princípios de mudança de fase. Todos os aparelhos atuais combinam mais de

uma técnica de imagem para minimizar os erros que podem surgir devido às características próprias da boca como a diferente reflexão e translucidez dos dentes, gengivas, resinas, saliva e também os movimentos aleatórios da cabeça. Também estão presentes nestes aparelhos diferentes tipos de fontes de luz estruturada e componentes óticos. <sup>(3)</sup>

A digitalização por microscopia confocal de laser é uma técnica que capta as imagens a determinadas profundidades, num processo chamado de seccionamento ótico. As imagens são adquiridas ponto a ponto e reconstruídas pelo computador. Desta forma, a imagem do interior dos objetos não opacos pode ser reconstruída, enquanto que nas opacas isso só acontece com as suas superfícies. Um microscópio convencional consegue ver até onde a luz penetra num objeto, enquanto que um microscópio confocal só lê uma determinada profundidade de cada vez. 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. <sup>(3)</sup>

A técnica da triangulação pode ser ativa ou passiva. Na triangulação ativa a radiação luminosa é projetada sobre o objeto e a sua reflexão é adquirida de forma a ser calculada a posição do objeto. Um cone de luz é gerado por um laser que é defletido por um espelho e digitalizado no objeto alvo. Uma câmara composta por lentes e um foto-detetor sensível mede a

localização da imagem no ponto do objeto que está iluminado. Na triangulação passiva duas imagens são obtidas através de duas câmaras, cujas posições e angulações são conhecidas. Essa informação é necessária para identificar os pontos com características correspondentes nas duas imagens, e assim aplicar a triangulação. A triangulação passiva fornece a maior precisão entre os sistemas deste tipo, contudo, só alvos de alto contraste com arestas bem definidas podem ser medidos com alta precisão. Além disso, a luz ambiente interfere bastante com os resultados. <sup>(3)</sup>

A amostragem por frente de onda ativa é uma técnica de imagem 3D que usa uma única câmara e que incorpora um *design* ótico revolucionário, algoritmos de processamento de imagem e uma reconstrução de modelo que captura os dados em 3D numa sequência de vídeo e que modela os dados em tempo real. <sup>(3, 5, 8)</sup>

A tomografia de coerência ótica é uma técnica de imagem interferométrica que fornece imagens de cortes transversais da subsuperfície de microestruturas dos alvos, como tecidos biológicos. <sup>(3)</sup>

Um dos avanços fundamentais destas tecnologias prende-se com o facto dos ficheiros estarem a transitar de fechados para abertos. No passado, os ficheiros estavam em sistema fechado pelo que a digitalização, desenho e fresagem tinham obrigatoriamente de ser feitos pelo mesmo sistema, como é o caso do CEREC<sup>®</sup>. Hoje em dia, cada vez mais as tecnologias adotam sistemas de ficheiros abertos, o que permite maior liberdade e flexibilidade no que diz respeito à escolha do sistema de digitalização, processamento da imagem e laboratório. Isto abre o acesso a uma maior variedade de processos de manufatura e os materiais associados podem ser escolhidos. <sup>(13)</sup>

Atualmente existem mais de dez *scanners* intraorais, entre os que estão disponíveis para venda e aqueles que estão em fase de pré-lançamento. Entre eles estão: (25, 26)

- iTero® (Align Technologies, San José, California)
- Trios® (3Shape, Copenhaga, Dinamarca)
- CEREC AC® (Sirona, Bensheim, Alemanha)
- Lava® Chairside Oral Scanner (C.O.S.) (3M ESPE, MN, E.U.A.)
- 3M™ True Definition Scanner (3M ESPE, MN, E.U.A.)
- E4D® (D4D Technologies, Richardson, Tex, E.U.A.)
- IOS FastScan® (IOS Technologies Inc., E.U.A.)
- MIA3d™ (Densys3D, Israel)
- 3D Progress (MHT S.p.A., Itália)
- directScan (HINT-ELS GmbH, Alemanha)
- Bluescan® (A-TRON3D® GmbH, Áustria)

Os mais utilizados e estudados atualmente são o iTero®, o Trios®, o CEREC AC®, o Lava C.O.S.®, o 3M™ True Definition Scanner e o E4D®.

O iTero® entrou no mercado em 2007 e usa um sistema de imagem confocal paralela para realizar a moldagem digital. Cones de luz laser vermelha são projetados no dente, criando pontos iluminados na estrutura dentária e a intensidade dessa luz que é refletida é captada por um sensor e medida em vários pontos do plano focal. Ele consegue capturar cem mil pontos de luz vermelha produzindo imagens com foco perfeito de mais de trezentas profundidades focais das estruturas dentárias. Todas essas profundidades

focais estão espaçadas entre si por no máximo 50 µm. <sup>(3, 8, 21)</sup> Enquanto que a capacidade da câmara lhe permite uma digitalização sem a necessidade de um pó para cobrir os dentes, essa característica resulta numa câmara com uma cabeça mais larga do que a de outros sistemas, o que pode dificultar a leitura. <sup>(3, 8)</sup> Para captar a impressão digital é necessário seguir um protocolo que envolve cinco digitalizações da área preparada. Depois de preparados os dentes e tecidos moles, são feitas quatro digitalizações em passos diferentes: as faces oclusais, linguais, vestibulares e contactos interproximais com os dentes adjacentes. Em seguida é feita uma digitalização com ângulos de 45° das faces linguais e vestibulares, assim como dos dentes remanescentes na arcada e dentes antagonistas. No final, é pedido ao doente para ocluir em relação cêntrica e é feita uma digitalização da mordida. <sup>(3, 8)</sup>

O Trios® é um *scanner* intraoral da 3Shape em parceria com a Phibo, que surgiu em 2010. Este *scanner* combina a leitura ótica com a leitura por microscopia confocal a laser e permite ver a imagem digitalizada em tempo real. <sup>(3, 27)</sup> 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 sistema usa a tecnologia Ultrafast Optical Sectioning® que além de realizar leituras rápidas evita a utilização de *spray* que se pode tornar incómodo para o doente. <sup>(28)</sup> Pode ser utilizado em coroas unitárias, incrustações, pontes de até quatro unidades, coroas cimentadas sobre implantes até seis unidades e coroas aparafusadas sobre implantes até quatro unidades. Tem a vantagem de ter uma ponta removível que permite diversas orientações facilitando a leitura e permite também realizar novas impressões parciais de zonas onde não se tenha conseguido o detalhe desejado. <sup>(3, 27, 28)</sup>



O CEREC® foi introduzido pela Sirona Dental Systems GmbH em 1987, e tem sofrido várias alterações tecnológicas ao longo do tempo. O mais recente é o CEREC AC® com BlueCam®, lançado em 2009. As últimas versões do CEREC® são capazes de produzir inlays, onlays, coroas, facetas e mesmo pontes, e combinam o *scanner* digital 3D com uma unidade de fresagem de consultório. Este *scanner* usa os princípios básicos da microscopia confocal e da técnica da triangulação ativa. Um aspeto crítico deste sistema é o facto da técnica de triangulação ativa necessitar de uma superfície refletivamente uniforme e os diferentes materiais como a dentina, esmalte, amálgama, resinas e gengiva refletirem a luz de forma diferente. Por este motivo, é necessário cobrir os dentes com um pó para que as superfícies fiquem uniformes. <sup>(3, 21)</sup> A última versão utiliza LEDs azuis e oferece um sistema de estabilização de imagem, o que implica que o dentista não precise de colocar a câmara no dente até obter um foco, que é automático. <sup>(3)</sup>

O Lava C.O.S.®, foi oficialmente lançado em fevereiro de 2008 e consiste num sistema de carrinho móvel contendo uma CPU (unidade de processamento central), um monitor de ecrã tátil e um aparelho de leitura com uma extremidade de 13 mm de largura. A câmara na extremidade contém cento e noventa e dois LEDs de cor azul e vinte e dois sistemas de lentes por onde passa a luz, que é depois captada por três sensores de carga acoplada. O método usado para a captura das imagens é chamado de amostragem por frente de onda ativa. <sup>(5, 8, 18, 21)</sup> Este método consegue capturar vinte dados 3D por segundo, com mais de dez mil pontos de informação em cada um, resultando em mais de vinte e quatro milhões de pontos de informação para se obter uma digitalização precisa da preparação dentária. <sup>(5, 8, 18)</sup> Depois da

preparação dos dentes e da gengiva retraída, a arcada dentária tem de ser seca e ligeiramente coberta com um pó de dióxido de titânio, apenas o suficiente para o *scanner* localizar pontos de referência. <sup>(5, 8, 21)</sup> A digitalização deve ser iniciada pela face oclusal dos dentes, seguida da face vestibular e da face lingual ou palatina. A digitalização fica completa quando a câmara for colocada sobre a face oclusal do dente em que se iniciou o processo. Depois de digitalizada toda a área da preparação, é feita uma digitalização da arcada antagonista e uma digitalização da relação intermaxilar com os dentes em intercuspidação máxima. Depois de verificar se as imagens estão finalizadas e corretas, o dentista preenche um formulário digital para o laboratório. Os dados são enviados por *wireless* para o técnico de laboratório, que num *software* adequado corta a imagem e marca a margem. O ficheiro é depois enviado para a 3M ESPE, que transforma os dados num modelo estereográfico e o reenvia para o laboratório. <sup>(8)</sup>

O 3M™ True Definition Scanner é um sistema de impressão digital composto por componentes de *hardware* e *software* incorporado. Os principais componentes de *hardware* incluem um carrinho móvel com um computador integrado, um transformador de isolamento, um ecrã tátil e uma câmara de exame leve e compacta. Os acessórios incluem um pó de dióxido de titânio para ser aplicado nos dentes do paciente através de um pulverizador a pilhas. <sup>(29)</sup> A câmara de exame contém um sistema ótico composto por um LED de baixa intensidade, um sensor de luz e uma lente que capta imagens de elevada resolução em tempo real. O conjunto ótico inclui três canais óticos, que produz três imagens separadas da região examinada, cada imagem com uma perspetiva ligeiramente diferente devido à paralaxe geométrica. A câmara foi

concebida para ser facilmente manobrada dentro da boca e captura imagens de vídeo a vinte fotogramas por segundo. Essas imagens são convertidas em conjuntos de dados de 3D e exibidas em tempo real. <sup>(29)</sup>

Foi com base no conhecimento deste “estado da arte” da investigação e da comercialização de sistemas de impressão digital muito variados e tecnologicamente muito evoluídos que surgiu este trabalho que teve como objetivo principal comparar e analisar a fiabilidade de dois sistemas de leitores digitais intra e extraorais em prosthodontia, tendo-se utilizado um sistema de leitura industrial como referência. Assim, pretendeu-se determinar, através da leitura e comparação das imagens, o grau de exatidão de cada *scanner*. Como objetivos secundários pretendeu-se investigar também se a área a digitalizar interfere com a exatidão da leitura pelos *scanners*, bem como a influência de diferentes materiais e diferentes desenhos de restaurações.

## **2. Material e métodos**

## 2. Material e métodos

A investigação foi realizada na Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto (FMDUP), na Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto (FEUP) e no Instituto de Engenharia Mecânica e Gestão Industrial (INEGI), com a colaboração da empresa 3M ESPE e do Laboratório de Prótese Dentária Diasdental.

Para se poder comparar os *scanners* extra e intraorais foi construído um modelo modificado onde foram colocados dentes em acrílico e dentes naturais, alguns dos quais íntegros, um outro preparado para receber uma coroa total e dois dentes restaurados com materiais diferentes.

### 2.1. Confeção do modelo modificado

A um tipodonto (Frasaco<sup>®</sup> GmbH, Alemanha) de um maxilar inferior foram fixados com cola Araldite<sup>®</sup> sete dentes naturais no 3<sup>o</sup> quadrante e sete dentes em acrílico no 4<sup>o</sup> quadrante. No 3<sup>o</sup> quadrante, três dos dentes naturais foram preparados da seguinte forma:

- No dente 33 foi feita uma preparação classe IV que foi restaurada com resina composta para dentes anteriores G-ænial™ (GC Corporation, Bélgica);
- No dente 35 foi feita uma preparação para uma coroa total;
- No dente 36 foi feita uma preparação classe I que foi restaurada com amálgama de prata.

Para possibilitar a comparação da distorção das imagens entre si, foi colocado um sistema de referência que consiste em três esferas metálicas calibradas com 4 mm de diâmetro fixadas aos dentes 37, 41 e 47 com cola SuperCeys® (figura 2).

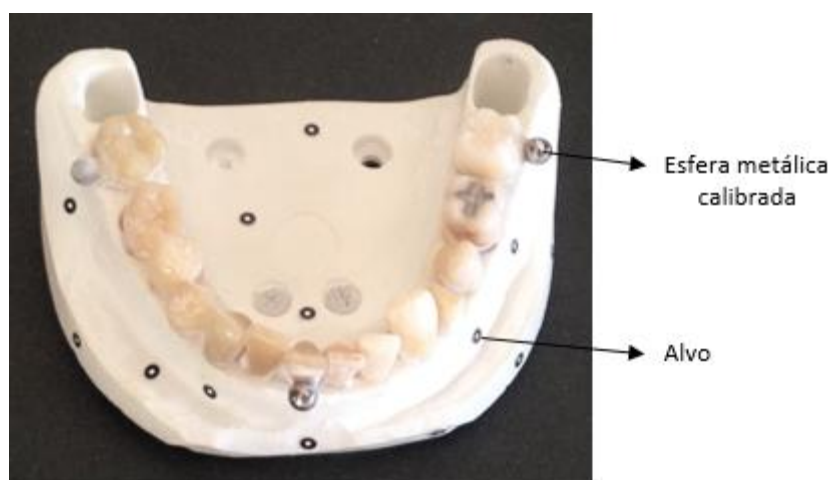


Figura 2 - Modelo modificado

## 2.2. Captação da imagem pelo *scanner* industrial

Começou-se por pulverizar o modelo modificado com um pó branco Standard-Chek Medium Nr. 3 Entwickler da Helling®. Depois de aplicado o pó colaram-se alvos de 0,8 mm (GOM® mbH Braunschweig, Alemanha) na base do modelo e procedeu-se à sua digitalização pelo *scanner* ATOS III Triple Scan, da GOM®, disponibilizado pelo INEGI (figura 3), usando a resolução padrão *surface tolerance*. Todo o processo demorou cerca de duas horas.



Figura 3 - *Scanner* ATOS III Triple Scan (GOM®)

### **2.3. Captação da imagem pelo *scanner* intraoral**

O pó colocado para a leitura anterior foi removido com uma escova macia e *spray* de ar. Depois de fixado o modelo modificado num fantoma, procedeu-se à sua leitura intraoral, com o *scanner* True Definition®, fornecido pela empresa 3M™, Portugal (figura 4).



Figura 4 – Carrinho móvel com ecrã tátil e a câmara de leitura digital do sistema 3M™ True Definition Scanner

Antes de iniciar a digitalização, aplicou-se um pó de óxido de titânio em todas as superfícies dentárias. Uma vez aberto o processo no programa do equipamento, procedeu-se ao preenchimento dos dados de identificação pedidos.

O protocolo do *scanner* 3M™ True Definition recomenda a digitalização de cada arcada em três fases: dentes posteriores de um quadrante, dentes anteriores e dentes posteriores do outro quadrante, começando sempre a fase seguinte pelo último dente digitalizado. Assim, iniciou-se a digitalização pelo 3º quadrante colocando a ponta da câmara na superfície oclusal do dente 37 até focar. Digitalizou-se a superfície oclusal desde o 37 ao 34, rodou-se a câmara 90º e digitalizou-se a superfície lingual dos mesmos dentes. Rodou-se sobre a superfície oclusal para digitalizar a superfície vestibular, terminando-se em oclusal do dente 34. Pausou-se a digitalização. Começou-se a fazer a



digitalização da zona anterior iniciando-se na superfície oclusal do dente 34, digitalizou-se a superfície lingual até ao dente 43, rodou-se a câmara para a superfície vestibular e percorreram-se as faces vestibulares dos mesmos dentes. Rodou-se a câmara, leram-se os bordos incisivos até ao dente 43 e pausou-se. Para a terceira fase, voltou-se à superfície oclusal do 43 e digitalizaram-se as superfícies oclusais dos dentes posteriores do 4º quadrante, rodou-se a câmara 90º e digitalizaram-se as superfícies linguais dos dentes 47 ao 44. Por último, digitalizaram-se as faces vestibulares dos mesmos dentes. Todo o processo demorou cerca de quinze minutos.

A imagem 3D obtida foi enviada por *wireless* para o centro de processamento de dados da 3M, que reenviou o ficheiro em STL para poder ser analisado.

#### **2.4. Captação da imagem pelo *scanner* extraoral**

Para a obtenção das imagens com o *scanner* extraoral foi usado o mesmo modelo modificado com o mesmo sistema de referência e o pó de óxido de titânio já colocado.

A leitura foi feita com o *scanner* extraoral do sistema Mestro 3D Scanner System® 350 no Laboratório de Prótese Dentária Diasdental. O modelo foi colocado dentro da máquina de leitura e fixado numa base rotativa que se foi movendo para que o modelo fosse lido de vários ângulos. A imagem obtida foi devidamente nomeada e guardada em ficheiro STL para posterior análise.

## **2.5. Avaliação da reprodutibilidade das imagens**

A reprodutibilidade das imagens foi avaliada através da comparação das *meshes* obtidas pelos três *scanners*. Para realizar essa comparação utilizou-se o *software GOM inspect 7.5 SR2*, disponibilizado pelo INEGI. A comparação foi feita através da sobreposição das *meshes*, optando-se por alinhar as mesmas pelo *best fit* geral. Dessa sobreposição realizou-se uma inspeção de desvios onde se pode verificar e retirar os valores dos desvios maiores.

### **3. Resultados**

### 3. Resultados

Uma vez obtidas as imagens virtuais do modelo modificado nos leitores intra e extraorais foi possível analisá-las e compará-las. Começou-se por comparar a imagem obtida pelo *scanner* industrial e a imagem obtida pelo *scanner* intraoral. De seguida comparou-se a imagem obtida pelo *scanner* industrial com a imagem obtida pelo *scanner* extraoral e por último fez-se a comparação entre as imagens dos *scanners* intra e extraorais.

#### 3.1. Comparação entre as imagens dos *scanners* industrial e intraoral

O *software* sobrepôs as *meshes* das duas imagens e gerou uma imagem virtual 3D com um gradiente e uma escala de cores que assinala os desvios em milímetros. Este gradiente de cores revela os desvios que a imagem do *scanner* industrial apresenta em relação à imagem do *scanner* intraoral. Dessa imagem 3D foi escolhida e gravada uma visão vestibular e uma visão lingual (figuras 5 e 6 – tamanho grande em anexo).

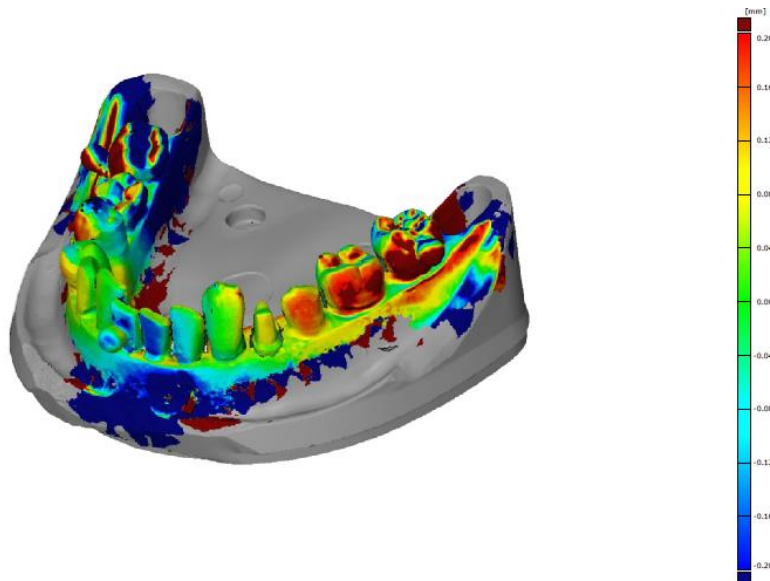


Figura 5 – Vista vestibular da comparação da imagem obtida com o *scanner* industrial em relação à imagem obtida com o *scanner* intraoral

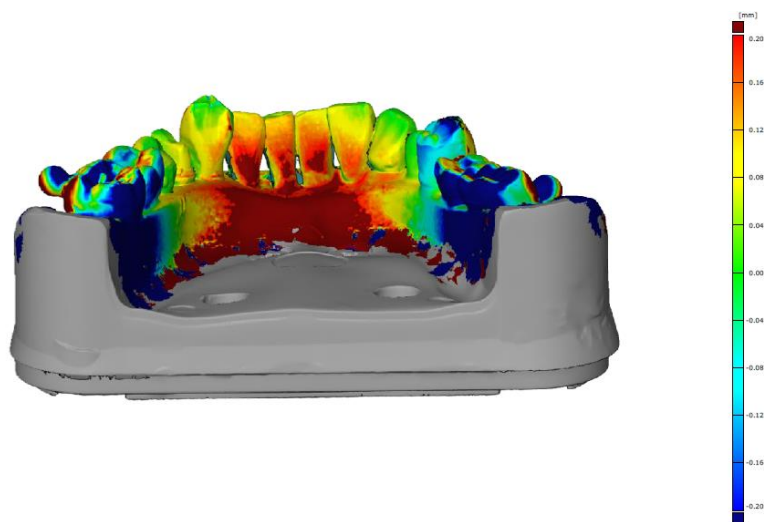


Figura 6 – Vista lingual da comparação da imagem obtida com o *scanner* industrial em relação à imagem obtida com o *scanner* intraoral

A comparação tridimensional revelou a existência de desvios positivos e negativos no plano horizontal que representam expansões e contrações, respetivamente. As zonas avermelhadas revelam desvios positivos, de expansão, enquanto as áreas azuladas revelam desvios negativos, de contração. Na figura 7 pode-se ver a direção dos desvios apresentados.

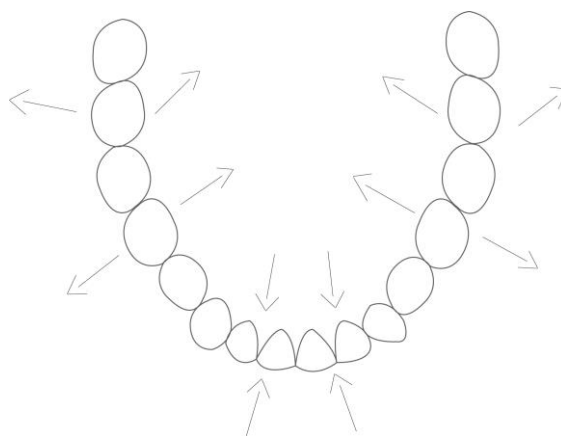


Figura 7 - Direção dos desvios apresentados pela imagem do *scanner* industrial em relação à imagem do *scanner* intraoral

Em seguida, escolheram-se vistas dos 3º e 4º quadrantes, e foram selecionados em cada dente, dois a três pontos, tendo-se escolhido os valores mais elevados em cada um. Dessa análise foram geradas mais quatro imagens (figuras 8 a 11 – tamanho grande em anexo).

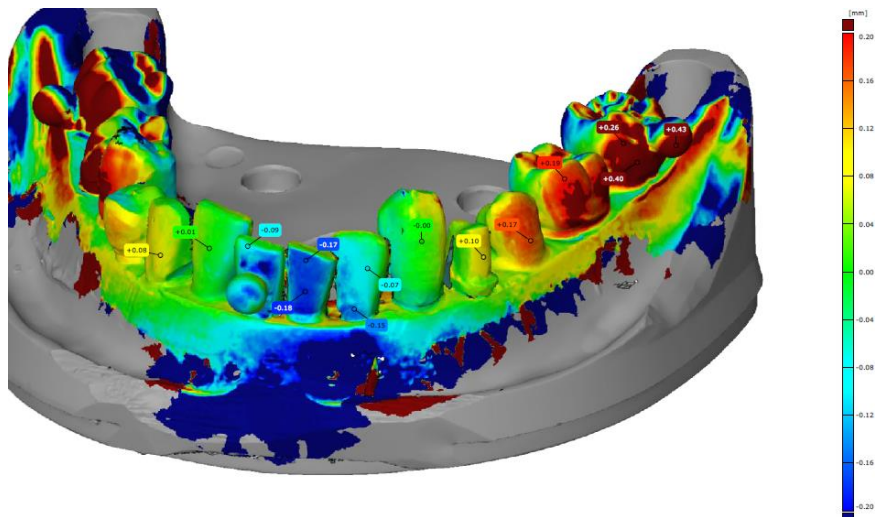


Figura 8 – Vista vestibular do 3º quadrante da comparação da imagem obtida com o *scanner* industrial em relação à imagem obtida com o *scanner* intraoral

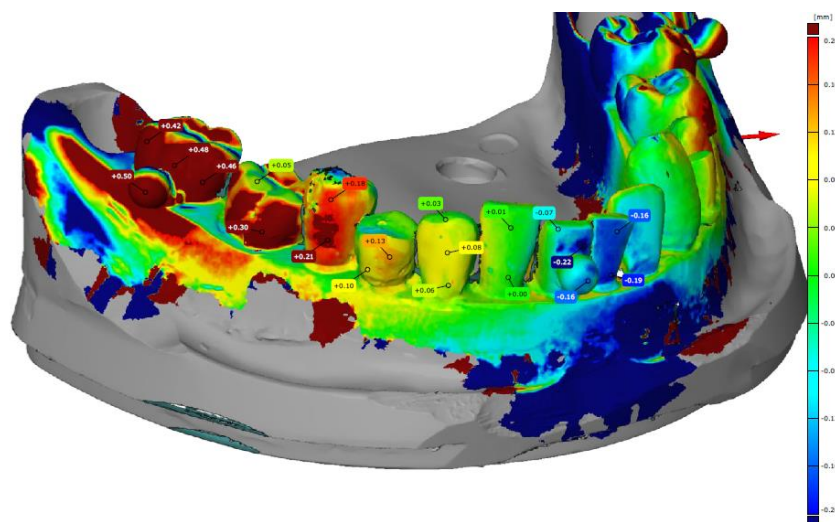


Figura 9 - Vista vestibular do 4º quadrante da comparação da imagem obtida com o *scanner* industrial em relação à imagem obtida com o *scanner* intraoral

Pode-se observar que na vista vestibular do 3º quadrante o maior desvio foi encontrado na face vestibular do 2º molar, com um valor positivo de 0,40 mm, o que significa que nesse dente, a imagem vestibular do *scanner* industrial está expandida horizontalmente 0,40 mm em relação à imagem do *scanner*

intraoral. À medida que se vai percorrendo a arcada, os desvios vão diminuindo, com +0,19 mm no 1º molar, +0,17 mm no 2º pré-molar, +0,10 mm no 1º pré-molar, até que se chega a um desvio de 0,00 mm na zona do canino. Quando se avança para os dentes anteriores, vai-se dando o processo inverso, sendo que as faces vestibulares dos dentes estão desviadas negativamente em relação às da imagem do *scanner* intraoral, com um desvio de -0,15 mm no incisivo lateral e -0,19 mm no incisivo central (tabela 1).

Tabela 1 – Desvios máximos encontrados na visão vestibular do 3º quadrante, da comparação da imagem do *scanner* industrial em relação à imagem obtida com o *scanner* intraoral

Dente	Desvio (mm)
37	+0,40
36	+0,19
35	+0,17
34	+0,10
33	+0,00
32	-0,15
31	-0,19

Na figura 9 está representada a visão vestibular do 4º quadrante, onde se verificam resultados semelhantes aos do 3º quadrante. O maior desvio é de +0,48 mm na face vestibular do 2º molar, começando os valores a descer à medida que se aproxima a zona do canino e incisivo lateral onde os desvios chegam aos +0,08 no canino e +0,01 mm no incisivo lateral. Na zona anterior acontece o mesmo que no 3º quadrante e o desvio passa a ser negativo, com um valor de -0,22 mm no incisivo central (tabela 2).





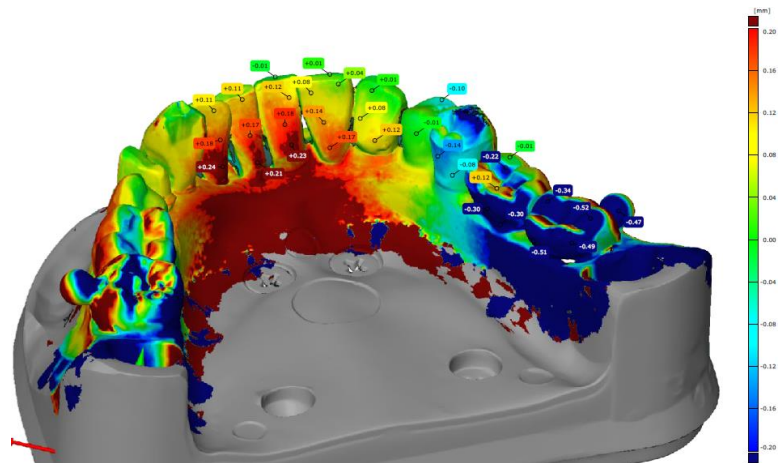


Figura 11 - Vista lingual do 4º quadrante da comparação da imagem obtida com o *scanner* industrial em relação à imagem obtida com o *scanner* intraoral

Na vista lingual do 3º quadrante o maior desvio foi encontrado na face lingual do 2º molar, com um valor negativo de 0,45 mm, o que significa que nesse dente, a imagem lingual do *scanner* industrial está contraída horizontalmente 0,45 mm em relação à imagem do *scanner* intraoral. À medida que se vai percorrendo a arcada, os desvios vão diminuindo, com -0,22 mm no 1º molar e -0,02 mm no 2º pré-molar. Na zona do 1º pré-molar os desvios passam a ser positivos, representando expansão da imagem lingual com +0,10 mm no 1º pré-molar, +0,14 mm no canino, +0,24 mm no incisivo lateral e +0,21 mm no incisivo central (tabela 3).

Tabela 3 – Desvios máximos encontrados na visão lingual do 3º quadrante, da comparação da imagem do *scanner* industrial em relação à imagem obtida com o *scanner* intraoral

Dente	Desvio (mm)
37	-0,45
36	-0,22
35	-0,02
34	+0,10
33	+0,14
32	+0,24
31	+0,21

A figura 11 mostra a visão lingual do 4º quadrante, onde o maior desvio é de +0,52 mm no 2º molar, começando os valores a descer à medida que se aproxima da zona do 1º pré-molar onde o desvio maior é de -0,10 mm. Na zona anterior o desvio passa a ser positivo, com valores de +0,12 mm no canino, +0,17 mm no incisivo lateral e +0,23 mm no incisivo central (tabela 4).

Tabela 4 - Desvios máximos encontrados na visão lingual do 4º quadrante, da comparação da imagem do *scanner* industrial em relação à imagem obtida com o *scanner* intraoral

Dente	Desvio (mm)
47	-0,52
46	-0,30
45	-0,14
44	-0,10
43	+0,12
42	+0,17
41	+0,23

### 3.2. Comparação entre as imagens dos *scanners* industrial e extraoral

A segunda comparação foi feita entre a imagem obtida pelo *scanner* industrial em relação à imagem obtida pelo *scanner* extraoral. O *software* sobrepôs as duas imagens e gerou uma imagem 3D com um gradiente de cores que assinala os desvios em milímetros. Foram escolhidas uma visão vestibular e uma visão lingual dessa imagem (figuras 12 e 13 – tamanho grande em anexo).

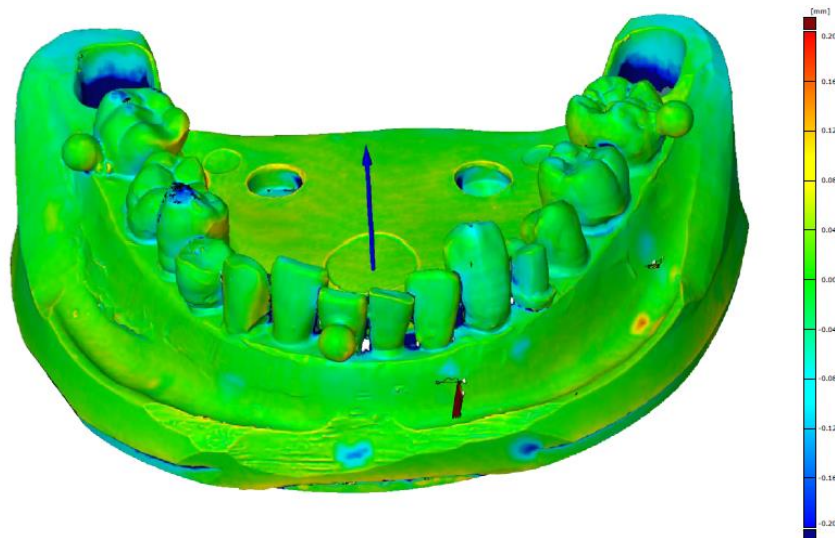


Figura 12 - Vista vestibular da comparação da imagem obtida com o *scanner* industrial em relação à imagem obtida com o *scanner* extraoral

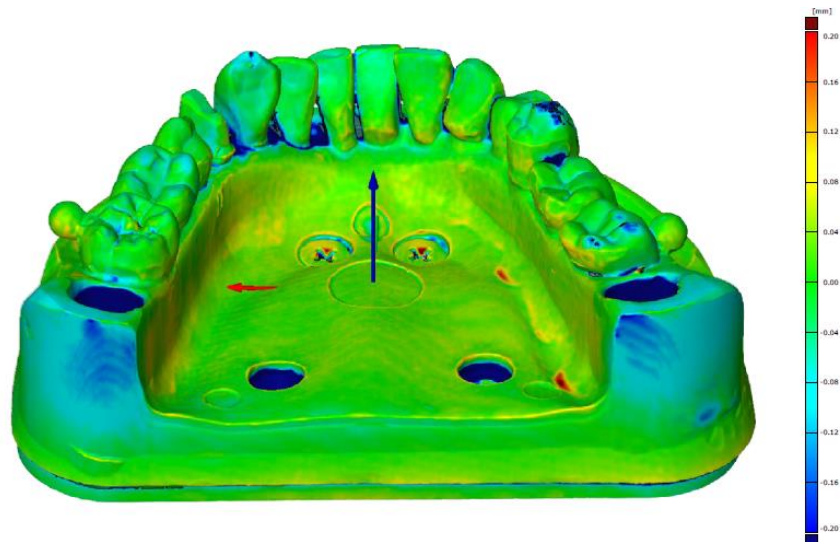


Figura 13 – Vista lingual da comparação da imagem obtida com o *scanner* industrial em relação à imagem obtida com o *scanner* extraoral

A comparação tridimensional neste caso não mostrou discrepâncias significativas, sendo que a predominância da cor verde indica que os desvios se encontram entre +0,04 e -0,04 mm.

Tal como na primeira comparação, escolheram-se vistas dos 3º e 4º quadrantes, e selecionaram-se em cada dente, dois a três pontos onde os desvios foram maiores. Dessa análise obtiveram-se quatro imagens (figuras 14 a 17 – tamanho grande em anexo).

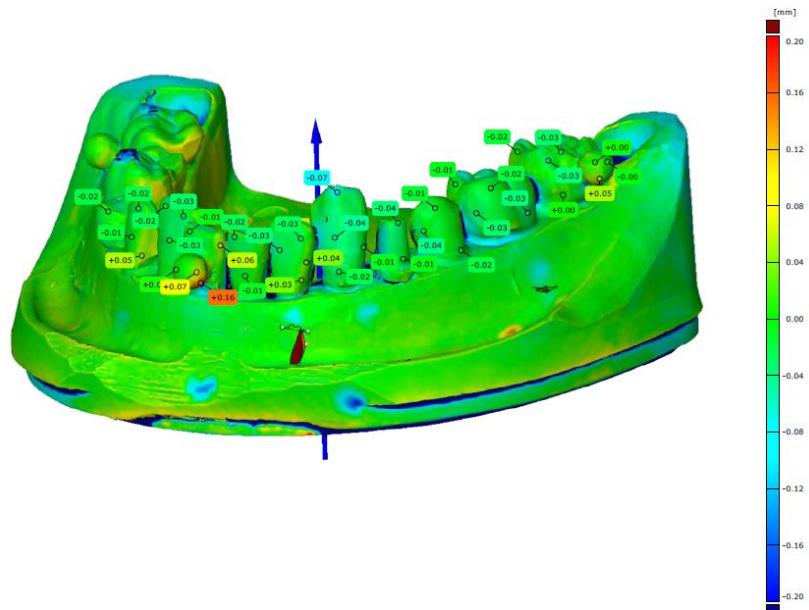


Figura 14 - Vista vestibular do 3º quadrante da comparação da imagem obtida com o *scanner* industrial em relação à imagem obtida com o *scanner* extraoral

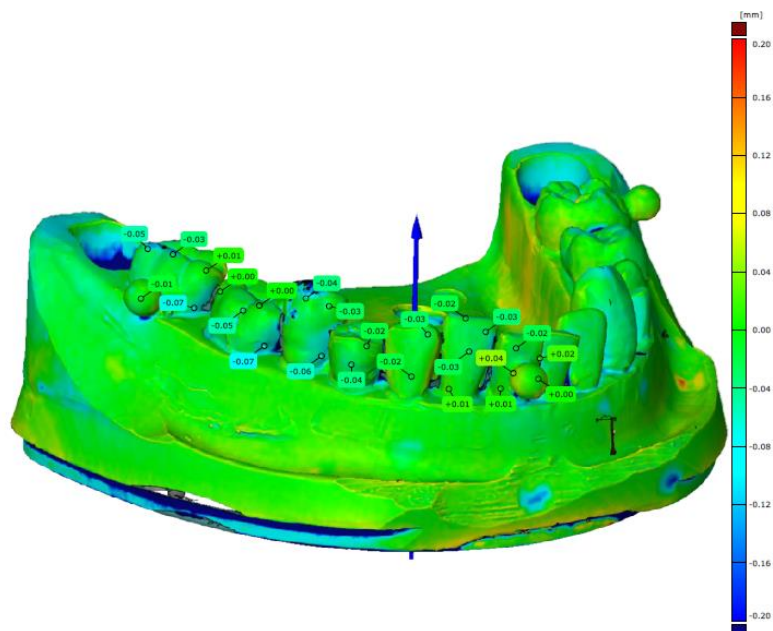


Figura 15 - Vista vestibular do 4º quadrante da comparação da imagem obtida com o *scanner* industrial em relação à imagem obtida com o *scanner* extraoral

Nas tabelas 5 e 6 pode-se ver que na visão vestibular do 3º e 4º quadrantes os desvios máximos estão todos entre +0,05 mm e -0,07mm.

Tabela 5 – Desvios máximos encontrados na visão vestibular do 3º quadrante, da comparação da imagem do *scanner* industrial em relação à imagem obtida com o *scanner* extraoral

Dente	Desvio (mm)
37	+0,05
36	-0,03
35	-0,04
34	-0,04
33	-0,07
32	+0,04
31	-0,02

Tabela 6 – Desvios máximos encontrados na visão vestibular do 4º quadrante, da comparação da imagem do *scanner* industrial em relação à imagem obtida com o *scanner* extraoral

Dente	Desvio (mm)
47	-0,05
46	-0,07
45	-0,06
44	-0,04
43	+0,05
42	-0,03
41	-0,07

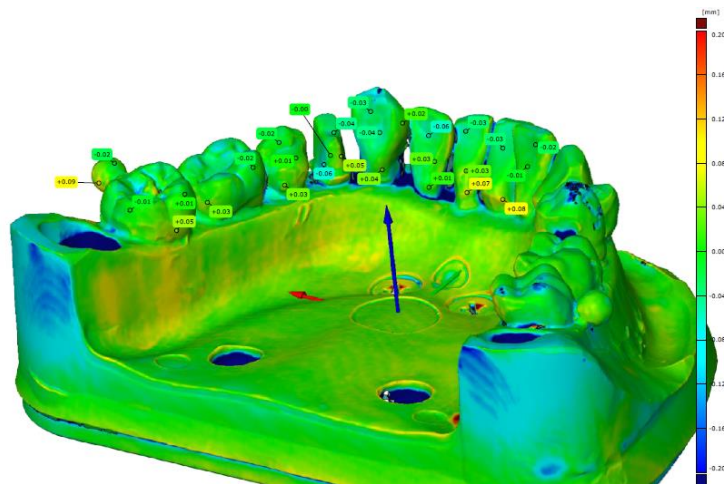


Figura 16 – Vista lingual do 3º quadrante da comparação da imagem obtida com o *scanner* industrial em relação à imagem obtida com o *scanner* extraoral

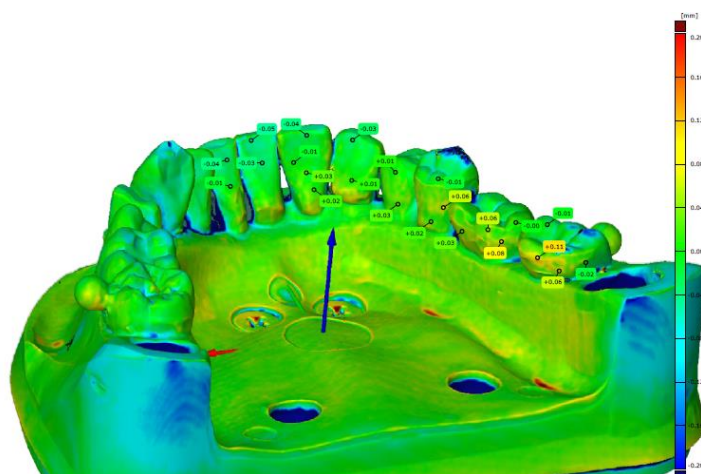


Figura 17 - Vista lingual do 3º quadrante da comparação da imagem obtida com o *scanner* industrial em relação à imagem obtida com o *scanner* extraoral

Nas figuras 16 e 17 podem-se observar as visões linguais dos 3º e 4º quadrantes. Como se pode ver na tabela 7, o desvio máximo encontrado no 3º quadrante foi no dente 31, com +0,07 mm. No 4º quadrante o maior desvio foi encontrado no dente 47, atingindo os +0,11 mm (tabela 8).



Tabela 7 – Desvios máximos encontrados na visão lingual do 3º quadrante, da comparação da imagem do *scanner* industrial em relação à imagem obtida com o *scanner* extraoral

Dente	Desvio (mm)
37	+0,05
36	+0,03
35	+0,03
34	-0,06
33	+0,04 e -0,04
32	-0,06
31	+0,07

Tabela 8 – Desvios máximos encontrados na visão lingual do 4º quadrante, da comparação da imagem do *scanner* industrial em relação à imagem obtida com o *scanner* extraoral

Dente	Desvio (mm)
47	+0,11
46	+0,08
45	+0,06
44	+0,03
43	-0,03
42	-0,03
41	+0,08

### 3.3. Comparação entre as imagens dos *scanners* intraoral e extraoral

Por último, foi feita a comparação entre a imagem obtida pelo *scanner* intraoral em relação ao *scanner* extraoral. Selecionaram-se pontos com os desvios maiores em cada dente e obtiveram-se seis imagens (figuras 18, 19 e 21 a 24 – tamanho grande em anexo).

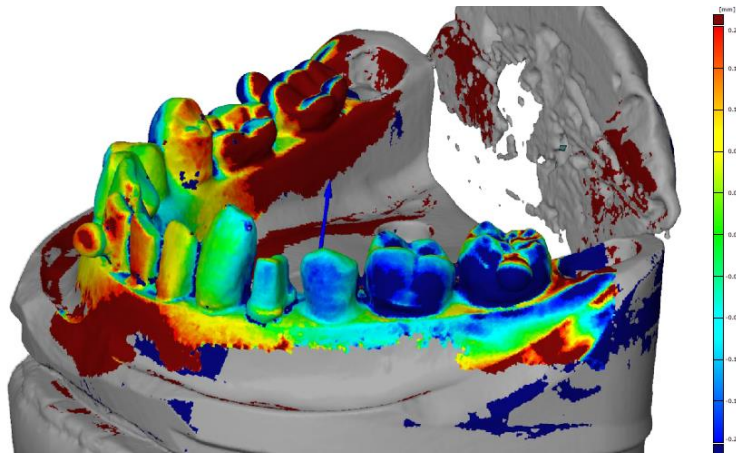


Figura 18 - Vista vestibular da comparação da imagem obtida com o *scanner* intraoral em relação à imagem obtida com o *scanner* extraoral

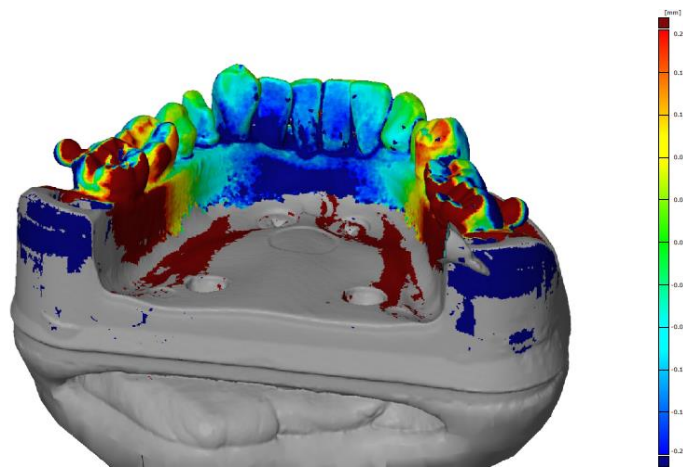


Figura 19 - Vista lingual da comparação da imagem obtida com o *scanner* intraoral em relação à imagem obtida com o *scanner* extraoral



Na visão vestibular do 3º quadrante, o valor máximo encontrado foi no 2º molar, com -0,45 mm de desvio. Os valores descem gradativamente à medida que se percorre a arcada até à zona anterior, com valores de -0,27 mm no 1º molar, -0,16 mm no 2º pré-molar, -0,13 mm no 1º pré-molar e -0,06 mm no canino. Nos incisivos os valores passam a positivos, representado uma expansão, de +0,18 mm no incisivo lateral e +0,20 no incisivo central (tabela 9).

Tabela 9 – Desvios máximos encontrados na visão lingual do 3º quadrante, da comparação da imagem do *scanner* intraoral em relação à imagem obtida com o *scanner* extraoral

Dente	Desvio (mm)
37	-0,45
36	-0,27
35	-0,16
34	-0,13
33	-0,06
32	+0,18
31	+0,20

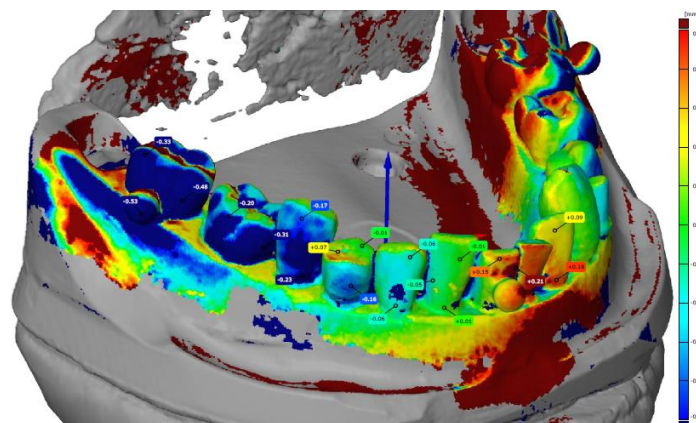


Figura 22 - Vista vestibular do 4º quadrante da comparação da imagem obtida com o scanner intraoral em relação à imagem obtida com o scanner extraoral

Na visão vestibular do 4º quadrante, o valor máximo encontrado foi no 2º molar, com -0,48 mm de desvio. Os valores também descem gradativamente à medida que se percorre a arcada até à zona anterior, com valores de -0,20 mm no 1º molar, -0,24 mm no 2º pré-molar, -0,16 mm no 1º pré-molar, -0,07 mm no canino e -0,02 mm no incisivo lateral. O incisivo central tem um valor positivo de +0,23 (tabela 10).

Tabela 10 – Desvios máximos encontrados na visão vestibular do 4º quadrante, da comparação da imagem do *scanner* intraoral em relação à imagem obtida com o *scanner* extraoral

Dente	Desvio (mm)
47	-0,48
46	-0,20
45	-0,24
44	-0,16
43	-0,07
42	-0,02
41	+0,23

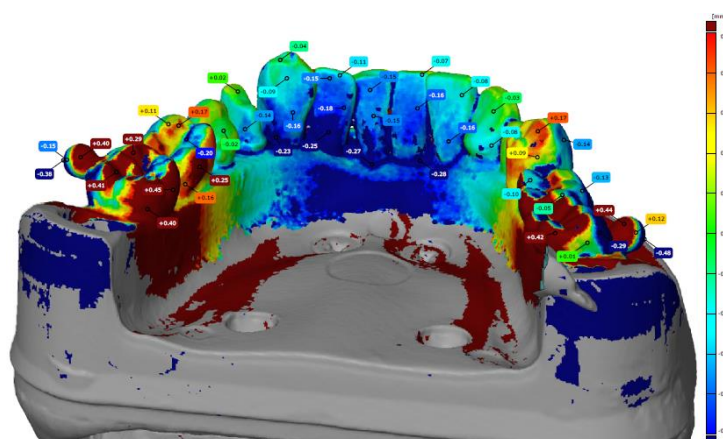


Figura 23 - Vista lingual da comparação da imagem obtida com o *scanner* intraoral em relação à imagem obtida com o *scanner* extraoral

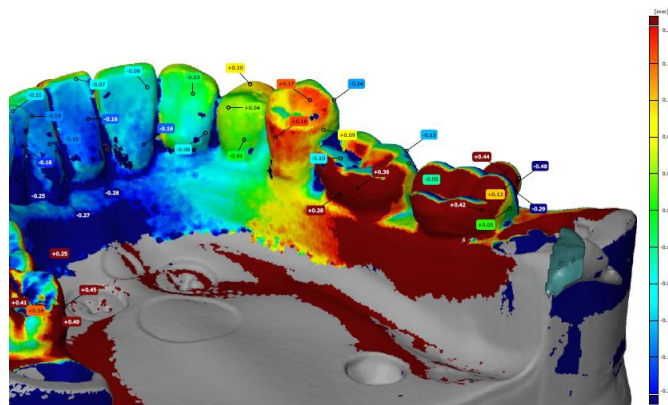


Figura 24 – Vista lingual da comparação da imagem obtida com o *scanner* intraoral em relação à imagem obtida com o *scanner* extraoral

As figuras 23 e 24 mostram a visão lingual dos 3º e 4º quadrantes. No 3º quadrante, o valor máximo encontrado foi no 2º molar, com +0,45 mm de desvio. O 1º molar apresenta um desvio de +0,25 mm e os restantes dentes até à zona anterior apresentam valores negativos, com -0,02 mm no 2º pré-molar, -0,14 mm no 1º pré-molar, -0,23 mm no canino, -0,25 mm no incisivo lateral e -0,27 mm no incisivo central (tabela 11). No 4º quadrante, o valor máximo encontrado foi no 2º molar com um desvio de +0,42 mm. Na zona central os valores passam a ser negativos, sendo que o canino tem um desvio de -0,08 mm e os incisivos um desvio de -0,16 mm e -0,28 mm (tabela 12). Nestas imagens também se pode observar que os maiores desvios se encontram nas zonas convexas dos dentes.

Tabela 11 – Desvios máximos encontrados na visão lingual do 3º quadrante, da comparação da imagem do *scanner* intraoral em relação à imagem obtida com o *scanner* extraoral

Dente	Desvio (mm)
37	+0,45
36	+0,25
35	-0,02
34	-0,14
33	-0,23
32	-0,25
31	-0,27

Tabela 12 – Desvios máximos encontrados na visão lingual do 4º quadrante, da comparação da imagem do *scanner* intraoral em relação à imagem obtida com o *scanner* extraoral

Dente	Desvio (mm)
47	+0,42
46	+0,36
45	+0,18
44	+0,1
43	-0,08
42	-0,16
41	-0,28

Em nenhuma das três comparações foram encontradas diferenças em relação aos diferentes materiais e tipos de restaurações do modelo modificado.

## **4. Discussão**



## 4. Discussão

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 facto da sua eficácia e fiabilidade estarem a aumentar como consequência do desenvolvimento de novas tecnologias. <sup>(30)</sup>

O objetivo principal desta investigação é o de comparar e analisar leituras digitais com *scanners* intra e extraorais para verificar se existem diferenças entre elas.

Para este estudo foi construído um modelo com uma base de plástico, em que foram colocados dentes de diferentes materiais como o esmalte e o acrílico, com diferentes desenhos de restaurações em amálgama de prata e resina composta.

Existem alguns estudos *in vitro* que comparam as leituras de *scanners* intra e extraorais em modelos com dentes metálicos, de plástico ou de gesso. Apesar dos modelos metálicos serem estáveis e duradouros, têm a desvantagem de refletirem luz, uma propriedade que não é partilhada pelo esmalte e que pode levar ao aparecimento de artefactos. O plástico reflete e refrata a luz, mas o índice de refração de cada plástico é diferente e pode não ser o mesmo que o do esmalte. Qualquer energia perdida na refração não será captada pelo sensor e isso pode afetar a capacidade do *scanner* de determinar com precisão a distância a que o objeto está a ser digitalizado. <sup>(7, 31)</sup> Os modelos de gesso não refletem a luz, mas são sensíveis à influência da humidade e de alterações mecânicas. Por outro lado, podem ter sido introduzidos erros durante a passagem a gesso e confeção do modelo. <sup>(7)</sup>

Numa tentativa de determinar a exatidão dos modelos tridimensionais 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 cônico (CBCT) com as imagens obtidas com o *scanner* iTero®. As medições foram feitas com calibradores digitais e os valores obtidos foram considerados aceitáveis. <sup>(6)</sup>

Com a exceção do estudo efetuado por Akyalcin et al. <sup>(6)</sup>, em nenhum outro estudo analisado houve eliminação do erro que pode existir nos modelos de gesso feitos a partir de impressões convencionais. Para eliminar esse erro, construiu-se um modelo de raiz com as características já referidas, que pudesse ser digitalizado nas mesmas condições em todos os *scanners*.

Uma forma de se minimizar o erro provocado pela reflexão da luz dos diferentes materiais é o uso de um pó ou *spray* de revestimento que cubra todas as superfícies a digitalizar. <sup>(20, 31)</sup> As partículas do pó bloqueiam o brilho e funcionam como pequenos conetores óticos, que ajudam o *software* a unir numa só as imagens que vai captando de vários ângulos. <sup>(21)</sup> A colocação de pó pode ser uma fonte adicional de erro secundário, mas os estudos comparativos já efetuados concluíram que esse erro tem valores absolutos de importância mínima e a sua colocação traz mais vantagens do que desvantagens. <sup>(26, 31)</sup>

A colocação de pó impediu, no nosso trabalho, que fossem encontradas diferenças entre os diferentes materiais. Na confecção do modelo modificado foram usados materiais como o esmalte, o acrílico, a resina composta e a amálgama de prata mas não se pode inferir sobre a sua influência nos

resultados. Como as condições de temperatura, humidade e pressão foram semelhantes, o mais provável é que não haja diferenças na leitura, já que qualquer material é lido da mesma forma desde que revestido com o pó de revestimento necessário.

O facto 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. Apesar da digitalização ter sido feita em meio extraoral, o espaço libertado pela falta da língua e bochechas no fantoma pode não ter tido influência, já que o *scanner* intraoral só consegue focar e ler a uma certa distância, que é igual dentro ou fora da boca.

Colocou-se a hipótese de usar saliva artificial na digitalização intraoral para simular a humidade do meio oral mas chegou-se à conclusão que isso não acrescentaria nada ao estudo. O fabricante do 3M™ True Definition Scanner explica claramente que a presença de saliva sobre os dentes interfere com a leitura ótica, fornecendo ao utilizador um *kit* com um afastador e dois absorventes de saliva, pelo que estar a adicionar saliva artificial traria resultados já comprovados. Além disso, nunca seria possível adicionar uma quantidade de saliva realista, sendo muito difícil calcular a quantidade e qualidade da saliva que pode escapar mesmo com o afastador e absorventes de saliva colocados. Assim, todas as leituras foram feitas nas mesmas condições de temperatura, humidade, pressão e revestimento.

A maioria dos estudos analisam a adaptação marginal de coroas unitárias, preparações de um a três dentes ou de um quadrante inteiro, mas quase nenhum analisa arcadas completas. <sup>(7)</sup>

Lee et al. obtiveram bons resultados quando compararam modelos fresados a partir da leitura por um *scanner* intraoral e da técnica convencional. Prepararam um modelo de referência com um pilar sobre um implante na zona do dente 25 e trinta participantes fizeram ambas as impressões: uma digital com o *scanner* iTero® e uma convencional com a técnica de moldeira fechada. A partir dessas impressões foram criados sessenta modelos em gesso que foram digitalizados por um *scanner* extraoral, o Lava Scan ST (3M ESPE, MN, E.U.A.). Compararam os desvios desde a face mesial do dente 24 à face distal do 26 e não encontraram diferenças significativas com exceção das zonas anatómicas secundárias como as fissuras oclusais. <sup>(4)</sup>

Muitos estudos já foram feitos sobre a adaptação marginal das coroas unitárias realizadas a partir de impressões digitais. Boeddinghaus et al. fizeram impressões em 49 dentes utilizando o *scanner* Trios®, o CEREC AC Omnicam, o 3M™ True Definition Scanner e uma técnica tradicional. As coroas feitas a partir de impressões com o 3M™ 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. <sup>(20)</sup> Pradies et al. compararam a performance de duas técnicas de impressão avaliando a adaptação de trinta e quatro coroas feitas a partir de impressões convencionais e com o Lava C.O.S. As discrepâncias marginais das coroas feitas a partir de impressões 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. <sup>(18)</sup> Seelbach et al. compararam a

adaptação marginal e interna de coroas totais unitárias fabricadas a partir de impressões digitais com três *scanners* intraorais diferentes e as coroas fabricadas a partir de impressões convencionais. Os valores das discrepâncias encontradas nas coroas fabricadas a partir dos *scanners* intraorais são comparáveis aos encontrados nas coroas fabricadas a partir de impressões 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. <sup>(10)</sup>

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. <sup>(6)</sup> Um fator que é preciso considerar na comparação dos resultados das investigações é o facto dos estudos *in vitro* geralmente apresentarem melhores resultados do que os estudos *in vivo*. <sup>(20)</sup>

Como foi referido nos resultados, na primeira comparação que foi feita, pôde-se observar que as faces vestibulares das zonas posteriores da imagem captada pelo *scanner* industrial estão expandidas horizontalmente em relação à imagem do *scanner* intraoral. À medida que se vai percorrendo a arcada, os desvios vão diminuindo, até se chegar a um desvio de 0,00 mm no dente 33 e +0,01 mm no dente 42. Na zona anterior, as faces vestibulares dos dentes 32, 31 e 41 estão desviadas negativamente em relação às da imagem do *scanner* intraoral. Estes resultados indicam que as faces vestibulares da imagem captada pelo *scanner* industrial descrevem um arco mais largo e mais curto do que as faces vestibulares da imagem captada pelo *scanner* intraoral. O facto

dos desvios serem muito próximos de 0 mm na zona dos caninos, indica que será nesse ponto que os arcos descritos pelas faces vestibulares se cruzam.

As faces linguais da imagem captada pelo *scanner* industrial apresentam um comportamento inverso ao das faces vestibulares, sendo que as zonas posteriores das faces linguais apresentam um desvio negativo, estando contraídas horizontalmente. A zona anterior apresenta desvios positivos, pelo que estão extendidas horizontalmente (figura 7).

Neste caso, em que existe uma distorção geométrica, não se pode concluir que os desvios encontrados em cada dente são os desvios reais, por exemplo, no caso da face vestibular do dente 37, que apresenta um desvio de +0,40 mm não se pode concluir que o *scanner* industrial leia melhor ou pior especificamente os molares. Com estes resultados, não podemos inferir sobre a razão dos desvios em cada dente individualmente, pois toda a arcada está distorcida geometricamente.

Na segunda comparação realizada, fez-se a análise das discrepâncias existentes entre as imagens do *scanner* industrial e do *scanner* extraoral. Os resultados revelaram desvios entre os -0,04 mm e +0,04 mm, que podem ser considerados pouco significativos. Não foi constatada nenhuma expansão ou contração, pelo que não existe aberração geométrica. Estes resultados eram previsíveis, já que ambas as máquinas utilizam o mesmo sistema de captação de imagem. Ambas utilizam mais de uma lente e captam várias imagens tendo sempre todo o modelo no seu campo de visão.

A comparação entre as imagens dos *scanners* intra e extraorais forneceu discrepâncias positivas e negativas semelhantes à comparação entre o *scanner* intraoral e o *scanner* industrial. A imagem vestibular captada pelo

*scanner* intraoral está contraída nas zonas posteriores e expandida na zona anterior. Nas faces linguais acontece o oposto, estando expandida nas zonas posteriores e contraída na zona anterior (figura 20).

Estes resultados eram esperados, já que a comparação entre o *scanner* extraoral e o industrial não revelaram desvios significativos. Atendendo ao resultado da 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 em relação aos dois *scanners* extraorais podem dever-se ao facto do *scanner* intraoral fazer a leitura de forma incremental. Ambos os *scanners* extraorais fazem várias leituras contínuas de diferentes ângulos, tendo o modelo como um todo sempre no seu campo de visão, pelo que quando o *software* tem de unir todas essas imagens captadas, não lhe é difícil encontrar pontos de referência para sobrepô-las com rigor. No caso do *scanner* industrial existem ainda os alvos colocados 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 dente e recorrendo ao processo de sobreposição das imagens, que pode produzir erro sistemático. <sup>(26)</sup> O 3M™ True Definition Scanner faz a leitura em três blocos. Esta necessidade implica que quando o *software* sobrepõe parcialmente os dados adquiridos de cada bloco tenha como referência apenas os pontos em comum entre as três

leituras, que neste caso se encontra na zona dos pré-molares e caninos. Pode ser essa a explicação para o facto de nessa zona não haver distorção significativa.

Patzelt et al., constataram a falta de estudos feitos em arcadas completas e avaliaram a exatidão das impressões 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. Os resultados são muito semelhantes aos encontrados nesta investigação, com desvios positivos no plano horizontal na zona vestibular dos dentes posteriores e desvios negativos no plano horizontal na zona lingual dos mesmos dentes. <sup>(7)</sup> 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 duas preparações para coroas totais e uma para *inlay*. Foram feitas cinco impressões tradicionais e cinco impressões com o CEREC AC. A leitura digital apresentou menor exatidão e precisão do que a impressão convencional, apresentando desvios negativos nos dentes anteriores e molares e positivos na zona dos caninos e pré-molares. 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 impressões convencionais e digitais usando um modelo de referência *in-vitro* e oito técnicas de impressão diferentes. A exatidão variou entre 11,5 µm e 60,2 µm, e a precisão entre 12,3 µm e 66,7 µm. O padrão de desvio variou conforme o método de impressão e foi maior nos sistemas digitais. Concluíram que sistemas de impressão digital não mostraram uma fiabilidade superior comparativamente às impressões convencionais relativamente a arcadas



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<sup>®</sup> 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 aos 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 impressão para fins de realibitação com próteses removíveis é o facto de só captar imagens dos tecidos moles num estado passivo, criando uma impressão mucoestática, ao contrário do que seria captado numa impressão convencional. Kattadiyl et al. utilizaram um *scanner* intraoral para fazer a impressão 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. Numa 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 realibitação. <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 o tamanho reduzido da câmara limita a utilização de uma lente apenas. Esta pode ser uma explicação para o facto dos *scanners* extraorais não apresentarem estas aberrações, já que possuem mais de uma lente.

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. No nosso estudo, a leitura com o *scanner* intraoral de uma arcada inteira apresentou erros geométricos pelo que parece ser um instrumento de impressão pouco fiável nos casos em que seja necessária uma impressão 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 impressão for feita apenas para fins de estudo e planeamento dos tratamentos.

Para colmatar esta falha e diminuir as aberrações geométricas, os sistemas de impressão 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 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.

## **5. Conclusões**

## 5. Conclusões

Tendo em conta a evolução que se tem verificado ao longo dos tempos pode-se dizer que eliminar de todo as impressões físicas é para onde nos poderá levar a tecnologia. As impressões digitais intraorais já são uma realidade e têm provas dadas de precisão e fiabilidade quando se trata da digitalização de uma a três peças.

Dentro das limitações desta investigação e analisando o panorama atual, podemos dizer que as impressões digitais intraorais ainda não podem ser consideradas fiáveis quando se pretende digitalizar uma arcada completa, havendo ainda aberrações geométricas causadas pelas câmaras pequenas, sistemas óticos de uma só lente e pela dificuldade dos *softwares* unirem com precisão as várias leituras que são necessárias.

## **Referências Bibliográficas**

## Referências Bibliográficas

1. Tavares PJ. Three-dimensional geometry characterization using structured light fields [dissertação]. Porto: Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto, Departamento de Engenharia Mecânica e Gestão Industrial; 2009.
2. Ender A, Mehl A. Accuracy of complete-arch dental impressions: A new method of measuring trueness and precision. *J Prosthet Dent.* 2013; 109 (2): 121-128.
3. Logozzo S, Zanetti EM, Franceschini G, Kilpela A, Makynen A. Recent advances in dental optics – part 1: 3D intraoral scanners for restorative dentistry. *Opt Laser Eng.* 2014; 54: 203-221.
4. Lee SJ, Betensky RA, Gianneschi GE, Gallucci GO. Accuracy of digital versus conventional implant impressions. *Clin. Oral Impl. Res.* 00, 2014; 1-5.
5. Polido WD. Moldagens digitais e manuseio de modelos digitais: o futuro da odontologia. *Dental Press J Orthod.* 2010; 15(5): 18-22.
6. Akyalcin S et al. Diagnostic accuracy of impression-free digital models. *Am J Orthod Dentofacial Orthop.* 2013; 144 (6): 916-922.
7. Patzelt SBM, Emmanouilidi A, Stampf S, Strub JR, Att W. Accuracy of full-arch scans using intraoral scanners. *Clin Oral Invest.* 2014; 18: 1687-1694.

8. Mahadevan R, Nayar S. A paradigma shift in the concept for making dental impressions. *Journal Pharm Biollied Sci.* 2015; 7 (1): 213-215.
9. Yuzbasioglu E, Kurt H, Turunc R, Bilir H. Comparison of digital and conventional impression techniques: evaluation of patients' perception, treatment comfort, effectiveness and clinical outcomes. *BMC Oral Health.* 2014; 14: 10.
10. Seelbach P, Brueckel C, Wostmann B. Accuracy of digital and conventional impression techniques and workflow. *Clin Oral Invest.* 2013; 17: 1759-1764.
11. Kachalia PR, Geissberger MJ. Dentistry a la Carte: In-office CAD/CAM Technology. *J Calif Dent Assoc.* 2010; 38 (5): 323-330.
12. Correia AR, Sampaio Fernandes JC, Cardoso JA, Leal da Silva CF. CAD-CAM: a informática a serviço da prótese fixa. *Revista de Odontologia da UNESP.* 2006; 35(2): 183-89.
13. van Noort R. The future of dental devices is digital. *Dent Mater.* 2012; 28 (1): 3-12.
14. Liu P. A panorama of dental CAD/CAM restorative systems. *Compendium.* 2005; 26(7): 507-513.



15. Birnbaum NS. Dental Impressions Using 3D Digital Scanners: Virtual Becomes Reality. *Digital Dentistry*. 2008; 29(8): 494-505.
16. Allbeury J. New evolutions in CAD/CAM digital dentistry. *Aust Dent Pract*. 2009; 98-102.
17. 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.
18. Pradíes G, Zarauz C, Valverde A, Ferreira 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: 201-208.
19. Infante L, Yilmaz B, McGlumphy E, Finger I. Fabricating complete dentures with CAD/CAM technology. *J Prosthet Dent*. 2014; 111 (5): 351-355.
20. Boeddinghaus M, Breloer ES, Rehmann P, Wostmann B. Accuracy of single-tooth restorations based on intraoral digital and conventional impressions in patients. *Clin Oral Invest*. 2015.
21. Schaefer O, Decker M, Wittstock F, Kuepper H, Guentsh A. Impact of digital impression techniques on the adaption of ceramic partial crowns is vitro. *J Dent*. 2014; 42: 677-683.

22. André Fernando de Assis. Processo de estereolitografia de Hull. [Imagem na internet]. 2015 [citado em 2015 Fev 9]. Disponível em:  
<http://www.keepcad.com.br/blog/2015/02/41/Imprimindo-no-vazio-%E2%80%93-uma-serie-sobre-a-impressao-3D--->
23. Cerny J, Manas D, Holik Z, Ovsik M, Bednarik M, Mizera A et al. Methods of design of ergonomics parts. International Journal of mathematics and computers in simulation. 2013. 1 (7): 17-24.
24. Maestro 3D Dental System [Internet]. Itália: Age Solutions SRL. Disponível em:  
<http://www.maestro3d.com/download/maestro.dental.scanner.brochure.en.pdf>
25. Hayashi K, Sachdeva AUC, Saitoh S, Lee S, Kubota T, Mizoguchi I. Assessment of the accuracy and reliability of new 3-dimensional scanning devices. Am J Orthod Dentofacial Orthop. 2013; 144 (4): 619-625.
26. Flugge TV, Schlager S, Nelson K, Nahles S, Metzger MC. Precision of intraoral digital dental impressions with iTero and extraoral digitalization with the iTero and a model scanner. Am J Orthod Dentofacial Orthop 2013; 144 (3): 471-478.
27. Bravo AM. Escáner digital intraoral sobre implantes. Gazeta Dental. 2013; 237: 166-176.

28. Vicente LC. Tras una vida implantológica, por fin un huracán terapéutico revolucionario. *Gazeta Dental*. 2013; 249: 218-230.
29. 3M True Definition Scanner [Guia de utilizador]. 3M ESPE; 2013.
30. 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*. 2014; 111: 186-194.
31. Holst S, Karl M, Wichmann M, Matta R. A technique for in vitro fit assessment of multi-unit screw-retained implant restorations: Application of a triple scan protocol. *J Dent Biomech*. 2012.
32. Ender A, Mehl A. In-vitro evaluation of the accuracy of conventional and digital methods of obtaining full-arch dental impressions. *Quintessence Int*. 2015; 46 (1): 9-17.
33. Kattadiyil MT, Mursic Z, AlRumaih H, Goodacre C. Intraoral scanning of hard and soft tissues for partial removable dental prosthesis fabrication. *J Prosthet Dent*. 2014; 29.
34. Courrol LC, Preto AO, org. Óptica geométrica [online]. São Paulo: Editora Unifesp, 2011, 168p. Disponível em: SciELO Books <http://books.scielo.org>

## **Anexos**

Figura 5

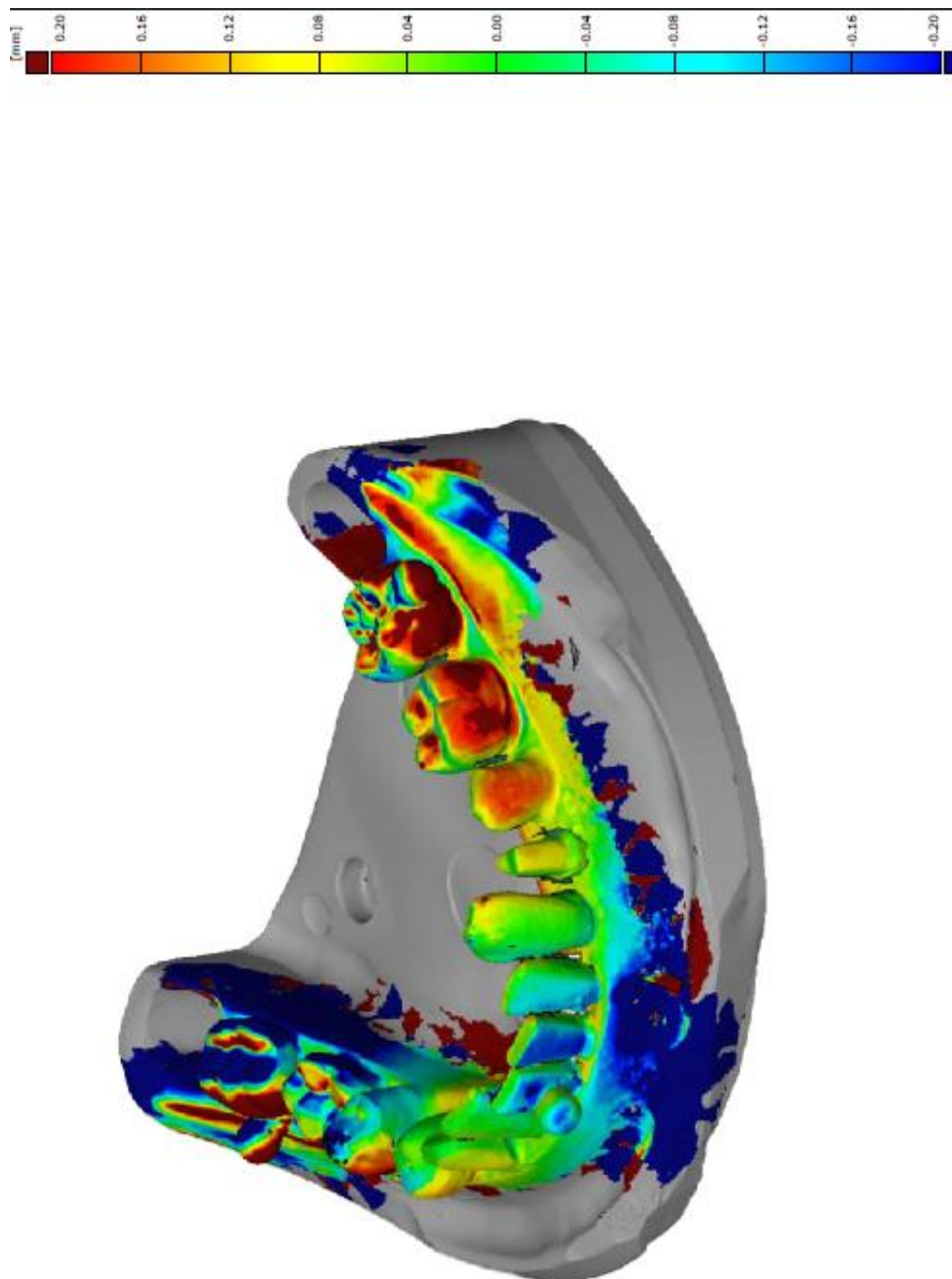


Figura 6

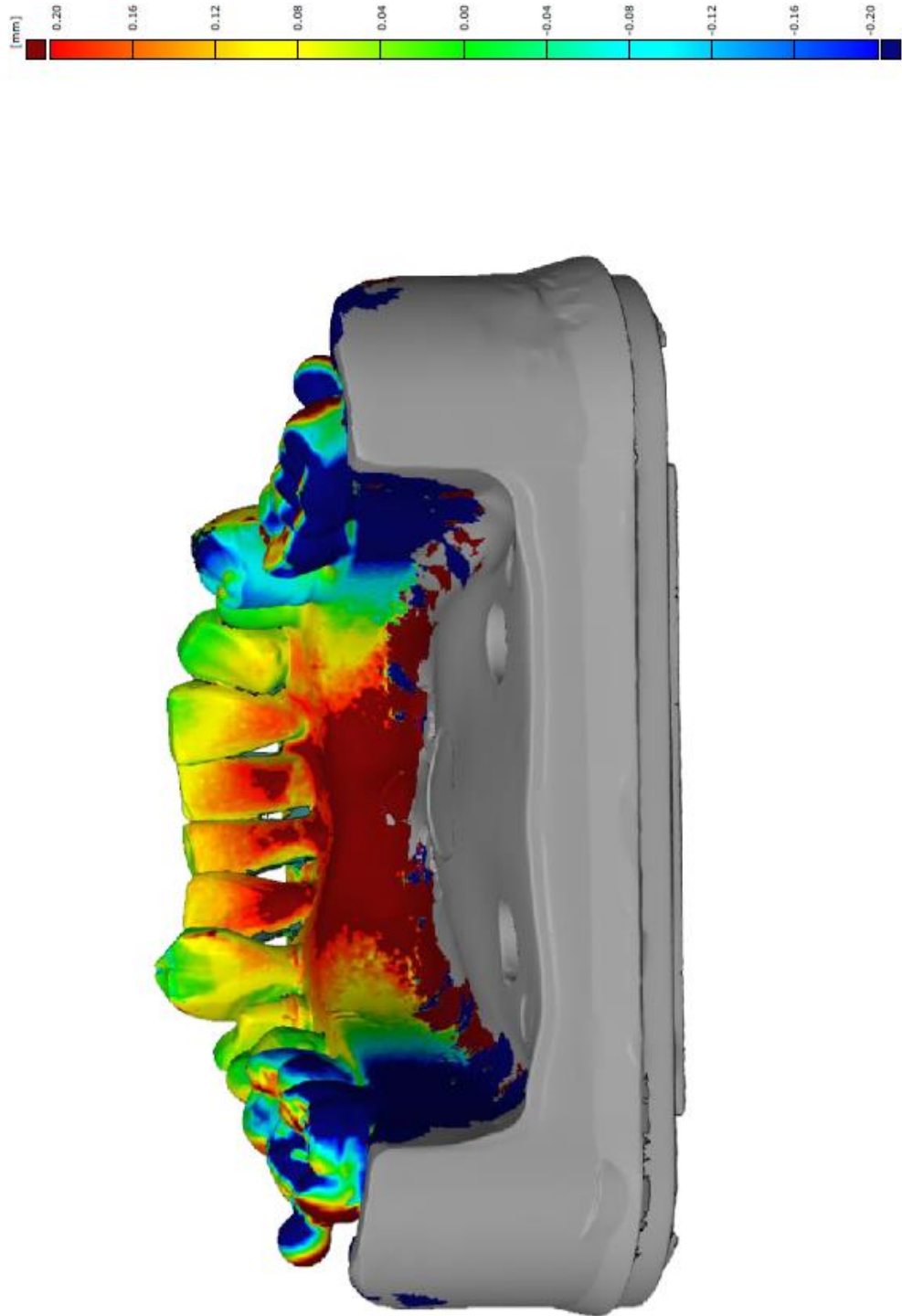


Figura 8

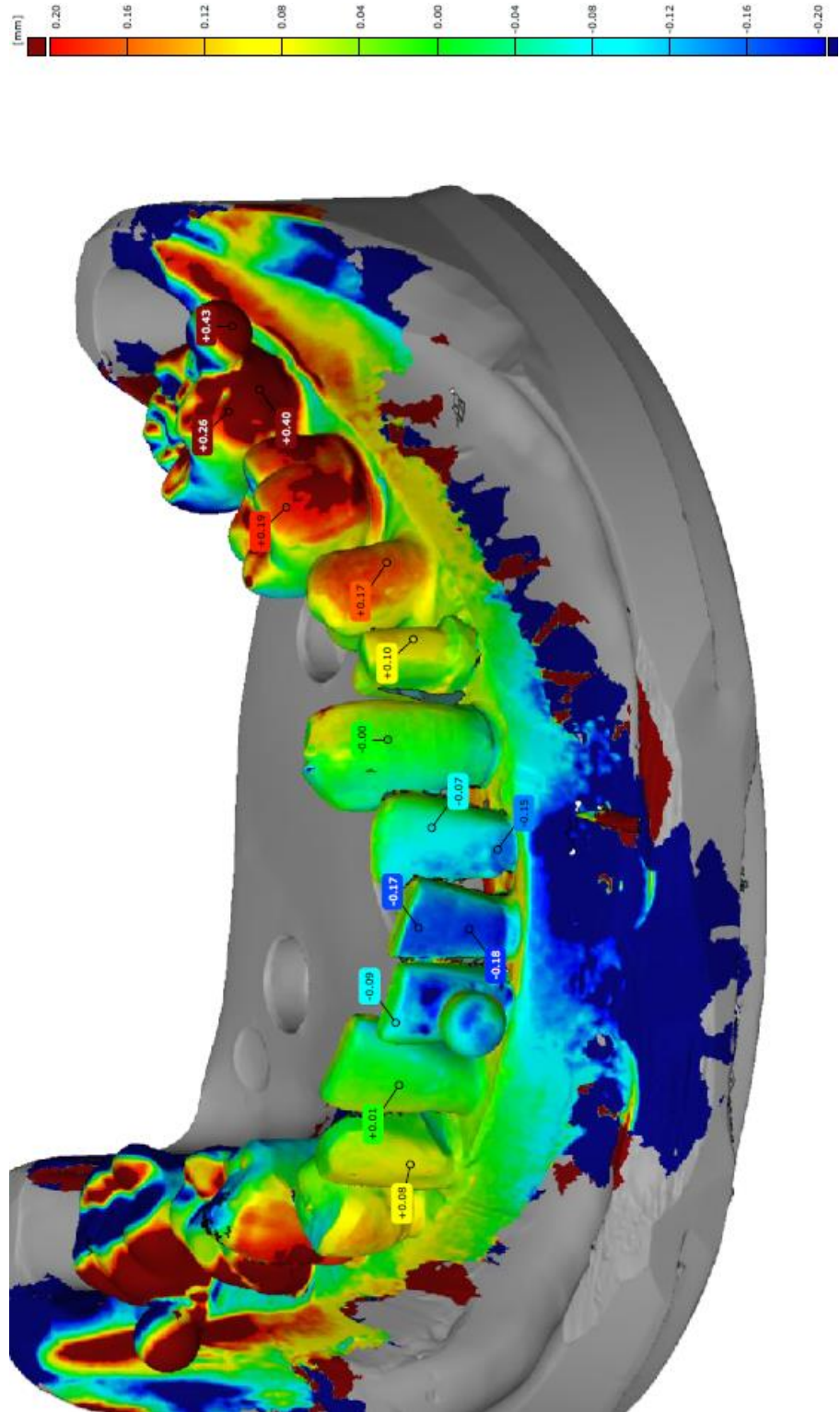


Figura 9

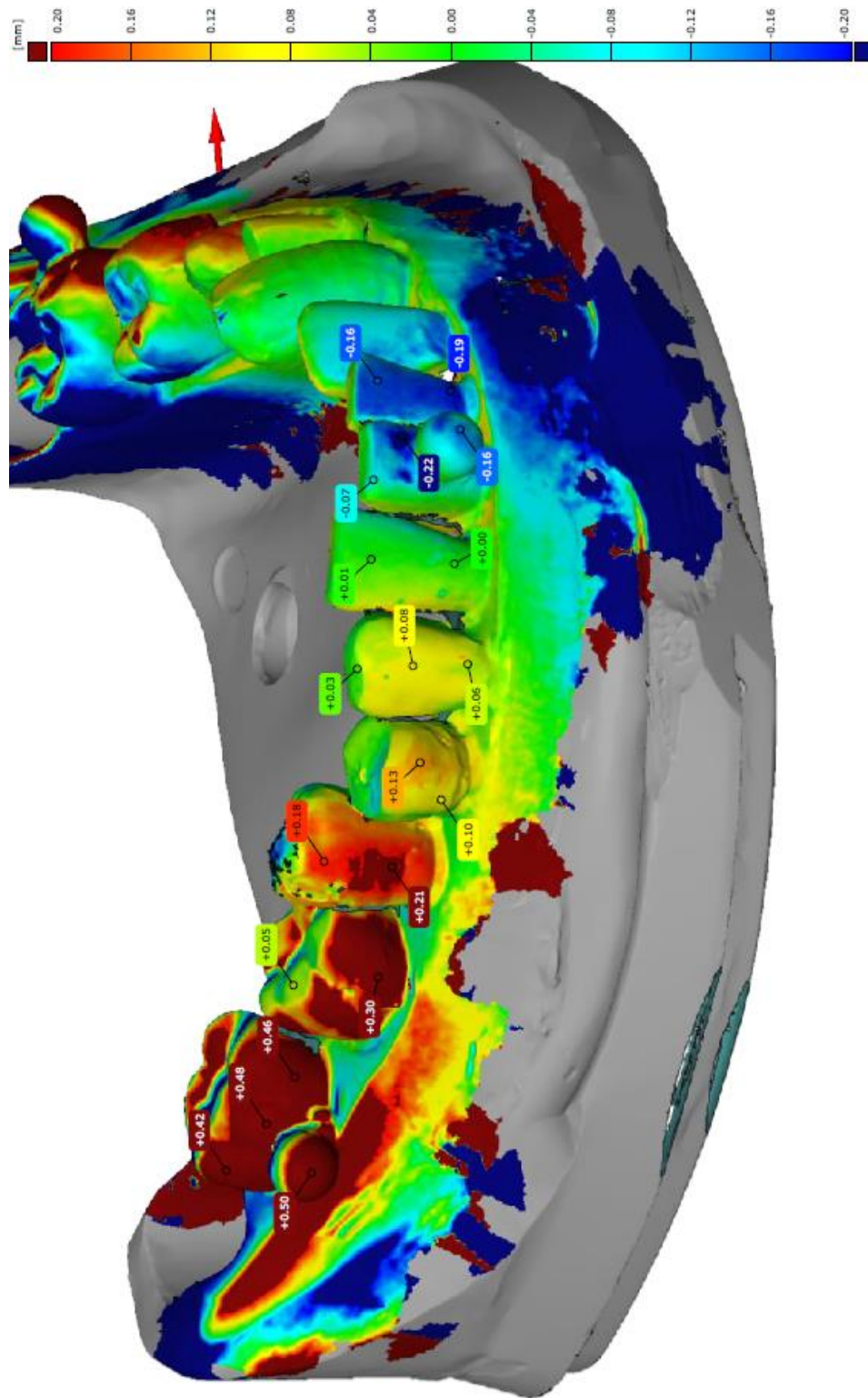




Figura 10

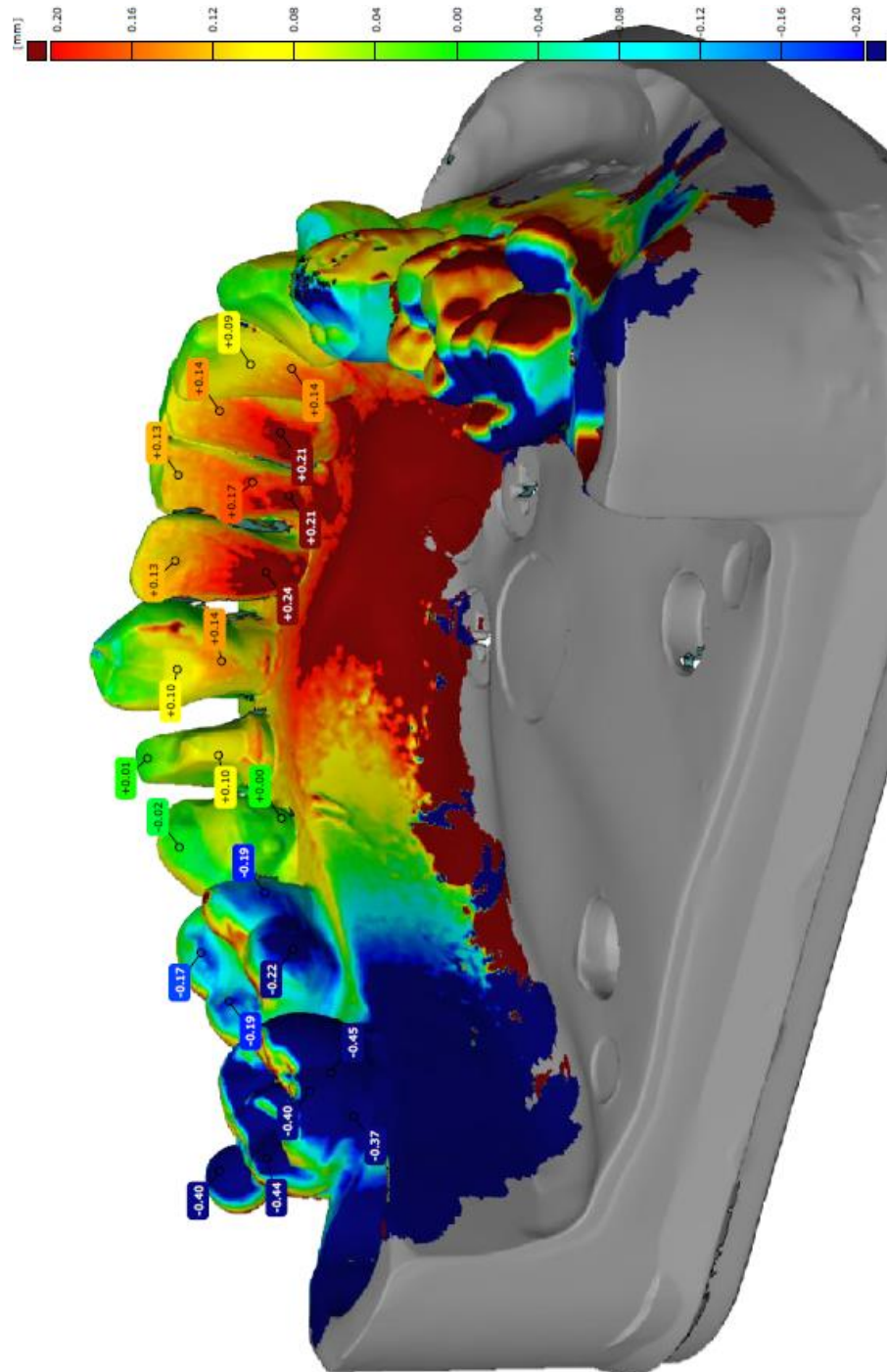


Figura 11

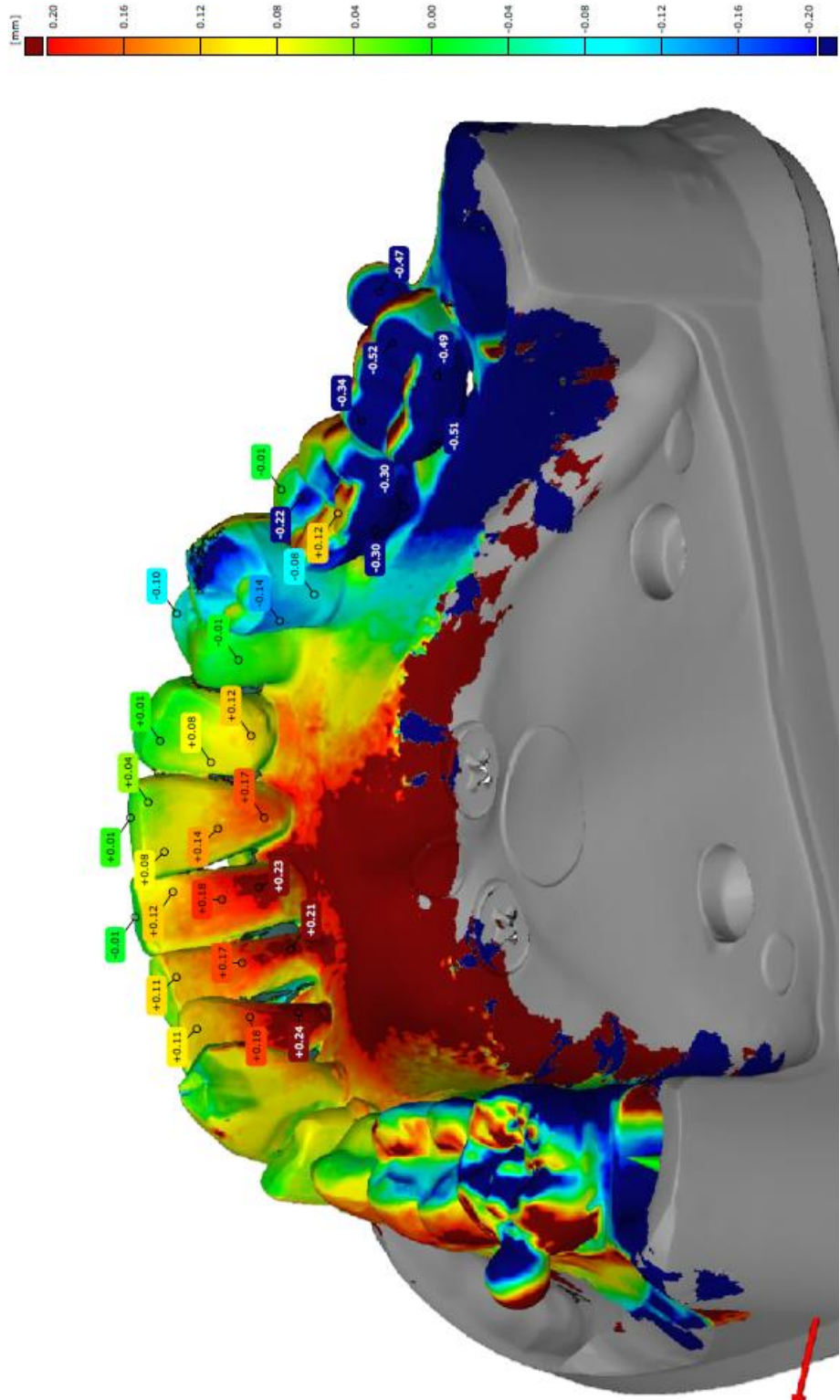


Figura 12

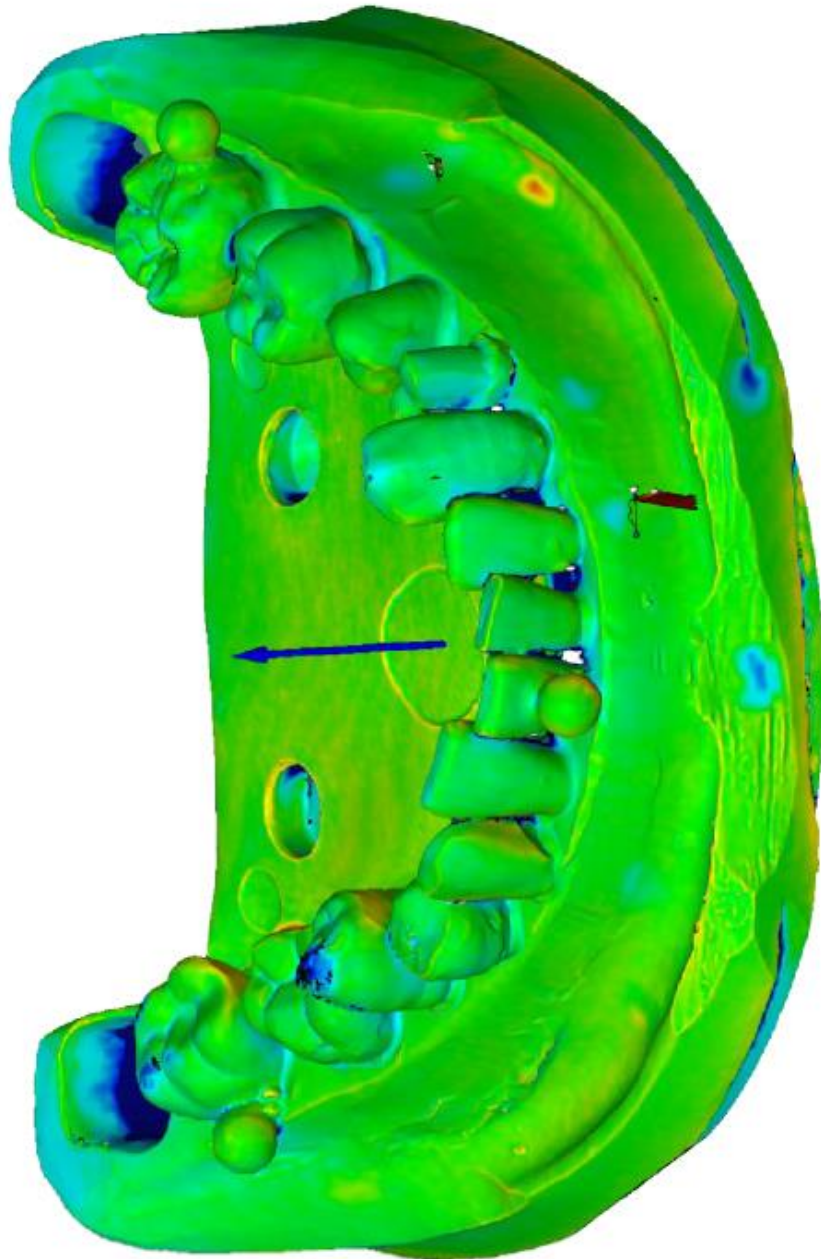
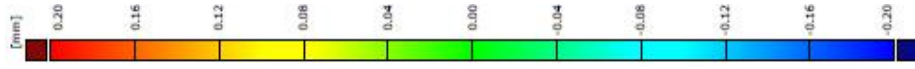


Figura 13

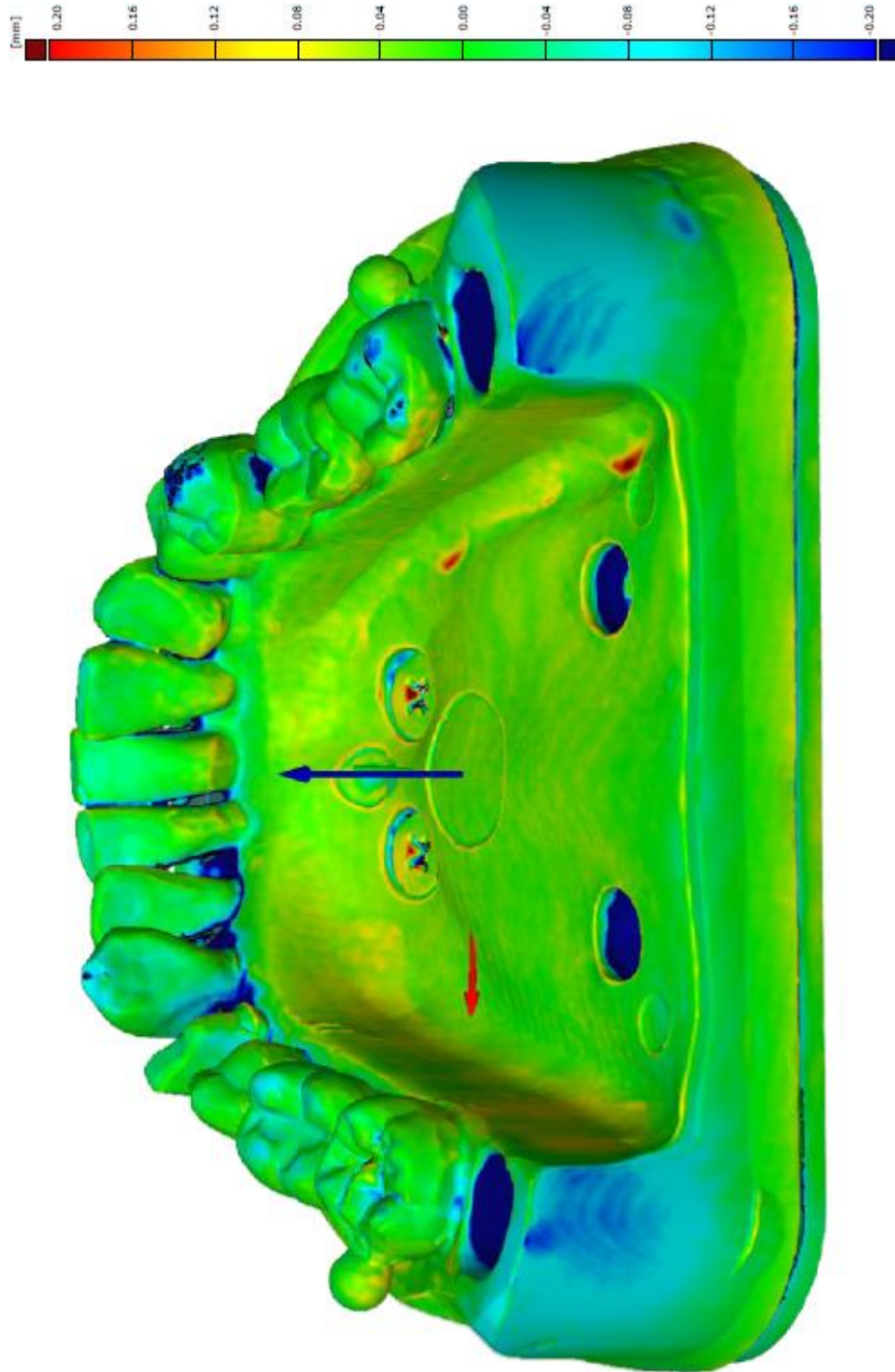




Figura 14

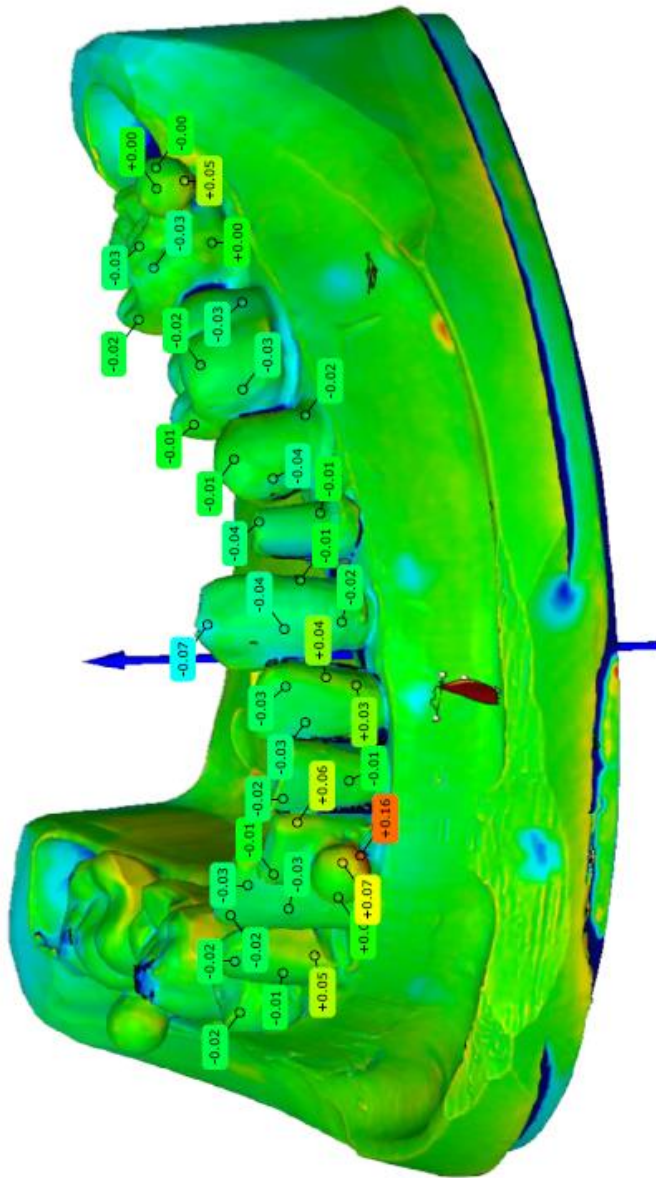
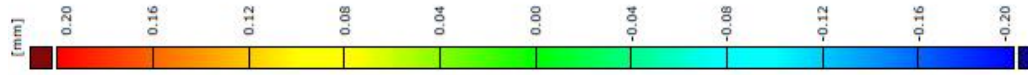










Figura 18

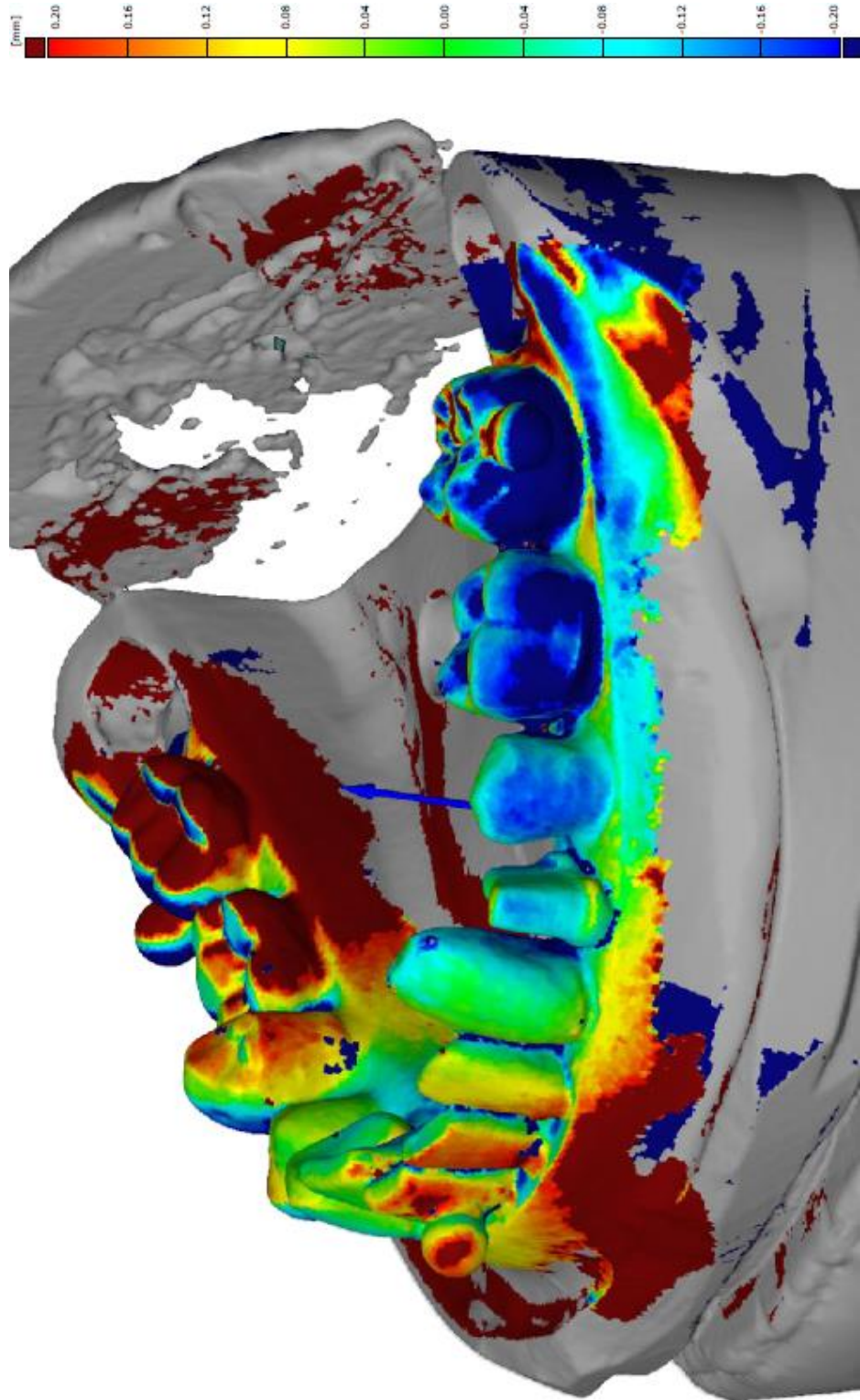


Figura 19

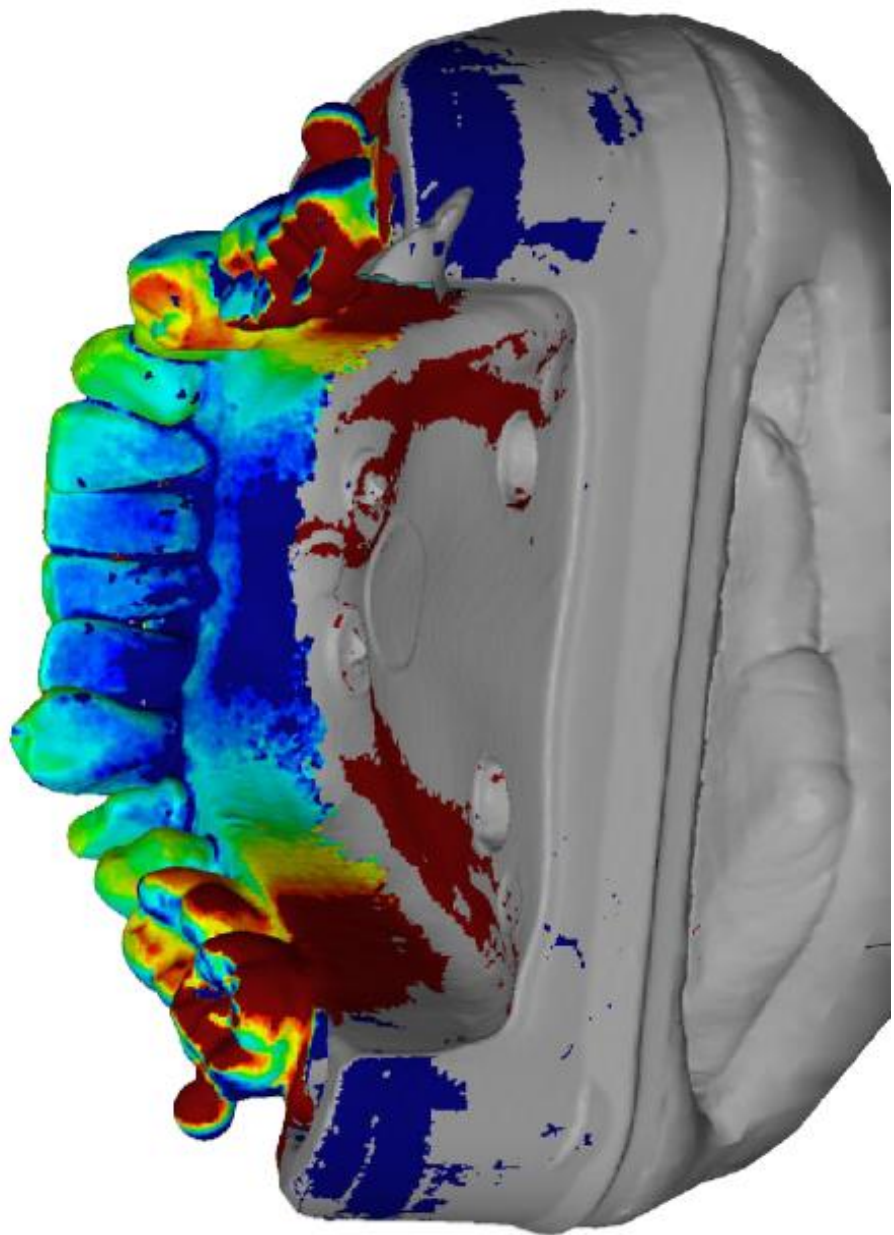
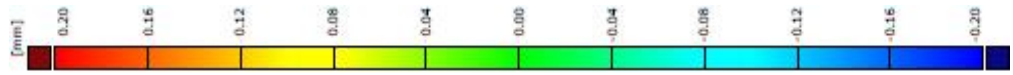






Figura 22

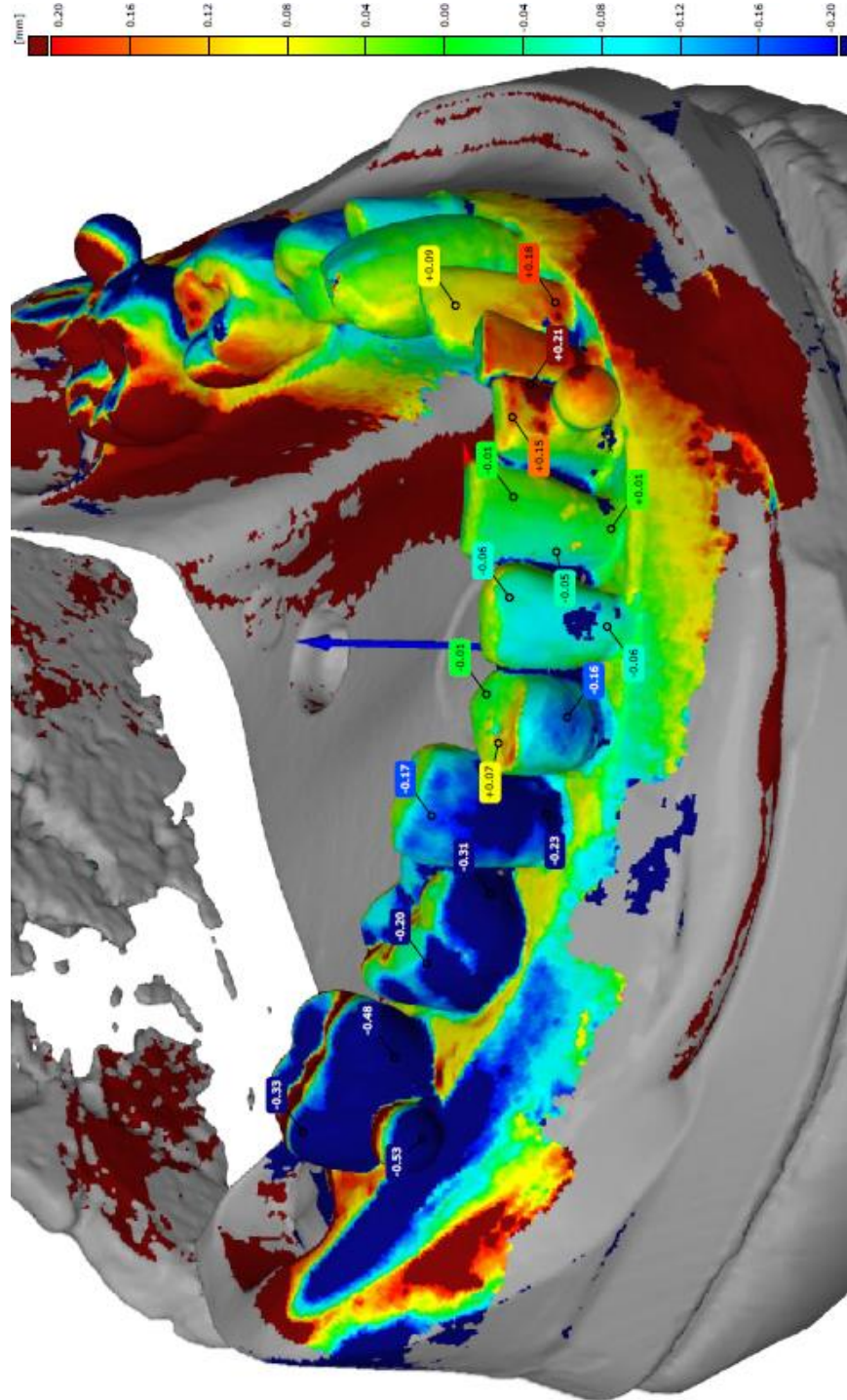


Figura 23

