



Tânia Alexandra Correia Rodrigues Baiôa

**Medição de micromovimentos
em implantes endósseos pelo método de
correlação de imagem digital tridimensional**

Julho de 2013

Dissertação de Mestrado em Patologia Experimental

Apresentada à Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra

Orientador

Prof. Doutor Pedro Miguel Gomes Nicolau

Coorientador

Prof. Doutor Fernando Alberto Deométrio Rodrigues Alves Guerra

Aos meus filhos

Afonso e Salvador

Á minha irmã...

Sumário

Agradecimentos

Resumo

Abstract

Lista de Publicações

Objetivos e Estrutura da Dissertação (Proposição)

1. Introdução

1.1. Osteointegração e estabilidade implantar

1.2. Métodos para a avaliação da osteointegração e da estabilidade implantar

1.3. Correlação de imagem digital tridimensional

2. Aferição e validação do Método de CID 3D num Ensaio Piloto

2.1. Objetivo

2.2. Materiais e Métodos

2.3. Resultados

2.4. Discussão

2.5. Conclusões

3. Validação do Método de CID 3D com a AFR num modelo animal *ex vivo*

3.1. Objetivo

3.2. Materiais e Métodos

3.3. Resultados

3.4. Discussão

3.5. Conclusões

4. Medição de micromovimentos por CID 3D num ensaio clínico *in vivo*

4.1. Objetivo

4.2. Materiais e Métodos

4.3. Resultados

4.4. Discussão

4.5. Conclusões

5. Conclusões Gerais e Prespectivas Futuras

Referências Bibliográficas

Anexos

Índice

Agradecimentos

Ao Professor Doutor Pedro Miguel Gomes Nicolau pela honra de aceitar a orientação deste trabalho. Reconheço com gratidão o valor inestimável dos conhecimentos científicos que me transmitiu, bem como o seu estímulo constante.

Ao Professor Doutor Fernando Alves Guerra pela honra de aceitar ser coorientador da presente dissertação, pelo exemplo e permanente incentivo.

À Professora Doutora Maria Augusta Neto pelo apoio científico e permanente disponibilidade.

Ao Professor Doutor Carlos Alcobia pelo precioso tempo e por toda a ajuda que me dispensou.

Ao Professor Doutor Luís Roseiro,

Ao Professor Doutor Nuno Rilo (*post mortem*),

À Professora Doutora Ana Cristina Santos,

Ao Professor Doutor Silvério Cabrita,

Ao Professor Mário Vaz,

Ao Professor Doutor João Carlos Ramos,

Ao Dr. Filipe Moreira,

Ao Dr. Salomão Rocha,

À Dr.^a Ana Messias,

Ao Dr. Bruno Freitas,

Deixo aqui o meu reconhecimento pelo valoroso contributo científico e anímico, sem os quais a realização deste trabalho não teria decorrido da mesma forma.

Agradeço ainda a todos aqueles que de algum modo, mesmo não estando aqui destacados, contribuíram para o desenvolvimento do trabalho que culminou na redação desta dissertação. A todos o meu muito obrigada.

Estudo cofinanciado pela Fundação Para A Ciência e Tecnologia via
Projeto PTDC/SAL-BEB/108658/2008 e pela F.E.D.E.R. via
“Programa Operacional Fatores e Competitividade” do
QREN com a referência COMPETE: FCOMP-01-0124-F.E.D.E.R.-010961

Resumo

Os implantes dentários são atualmente uma opção terapêutica amplamente utilizada na substituição de dentes perdidos, devido ao seu excelente prognóstico e longevidade. A investigação tem demonstrado que uma das primeiras causas que impedem a osteointegração de um implante é os micromovimentos excessivos entre a superfície do implante e o osso peri-implantar. Contudo, micromovimentos dentro de níveis controlados influenciam positivamente a formação de osso na superfície de um implante. Até à data, não existe nenhum método clínico disponível para medir micromovimentos.

O principal objetivo deste trabalho é o de validar o método de correlação de imagem como método alternativo para avaliar a reabilitação protética com implantes dentários. O processo de validação inclui medições em dois modelos experimentais e num ensaio clínico. Secundariamente, este projeto pretendeu contribuir para compreender quais os fatores que influenciam a ocorrência de micromovimentos, particularmente se a alteração da geometria dos pilares protéticos de “*Standard*” (SD) para “*Platform-Switching*” (PS) influenciou no grau de micromovimentos.

O primeiro modelo experimental consistiu na medição de micromovimentos num ensaio piloto *in vitro* com um modelo laboratorial de “viga simplesmente apoiada”, solicitada por uma carga concentrada aproximadamente a meio vão. As medições foram executadas apenas na direção vertical por CID 3D, com o sistema Vic-3D 2010 (Correlated Solutions[®], Columbia, USA), para aferir a técnica. Considerou-se admissível um erro da ordem de 10%. Posteriormente utilizou-se o Método dos Elementos Finitos (MEF), para simular o ensaio e calcular o deslocamento esperado. Em simultâneo, os resultados obtidos foram comparados com a solução analítica. Os resultados permitiram concluir que o sistema de correlação de imagem Vic-3D pode ser utilizado como método alternativo para avaliar experimentalmente o deslocamento de estruturas tipo viga.

O segundo modelo experimental consistiu num modelo animal *ex vivo* com mandíbulas de porco frescas isoladas onde foram colocados 30 implantes endósseos e pilares de cicatrização (SD e PS, n=15 para cada grupo). Sobre estes exerceu-se uma carga compressiva vertical de 100N. A medição dos micromovimentos efetuou-se pelo programa Vic-3D 2010. Os resultados obtidos foram comparados com os valores de ISQ (Implant Stability Quotient) do sistema de AFR (Osstell[®] ISQ, IntegrationDiagnostic, Suécia) obtidos previamente. Pelos resultados, verificou-se uma correlação entre a mobilidade medida por CID 3D e os valores de ISQ, mas apenas na direção méso-distal (U).

O ensaio clínico consistiu na medição dos micromovimentos de 32 implantes endósseos, inseridos em pacientes reabilitados com dois ou mais implantes adjacentes na região posterior da mandíbula e com dois pilares protéticos diferentes, PS e SD [n(SD)=18 e n(PS)=14]. As medições foram executadas por CID 3D, após a aplicação de uma carga oclusal mínima de 30N, aferida através de uma célula de carga (Applied Measurements Ltd., Berkshire, UK) e do sistema de *design* de *software* LabVIEW 2010 (National Instruments[®], Texas, USA). Pelos resultados, verificou-se uma correlação entre a mobilidade medida por CID 3D e os valores de ISQ.

Dentro das limitações deste estudo, o método de CID 3D parece ser capaz de medir os micromovimentos de implantes dentários. Os resultados parecem estar correlacionados com os valores de AFR.

Palavras-Chave

Implantes dentários; Métodos de medição de micromovimentos implantares; Correlação de Imagem Digital 3D (CID 3D); Análise de Frequência de Ressonância (AFR); *Platform-switching*.

Abstract

Dental implants are now a widely used treatment option in replacing missing teeth due to its excellent prognosis and longevity. Research has shown that one of the major causes that prevent osseointegration of an implant is excessive micromovements between the implant surface and the peri-implant bone. However, micromotion at controlled levels positively influences the formation of bone at an implant surface. To date, there is no clinically available method for measuring micromovements.

The main objective of this work is to validate the method of image correlation as an alternative method to assess the prosthetic rehabilitation with dental implants. The validation process includes measurements in two experimental models and in clinical trials. Secondly, this project aimed to contribute to understanding the factors that influence the occurrence of micro-movements, particularly if the change in the geometry of the abutments of Standard (SD) for "Platform-Switching" (PS) influenced the degree of micromovements.

The first trial consists in the measurement of micromotion in a pivotal trial *in vitro* with a laboratory model of "simply supported beam", requested by a concentrated load approximately half will. The measurements were performed only in the vertical direction by 3D DIC, with the Vic-3D 2010 system (Correlated Solutions[®], Columbia, USA), to assess the technique. It is considered allowable error of the order of 10%. Subsequently, we used the Finite Element Method (FEM) to simulate the assay and calculate the expected displacement. At the same time, the results obtained were compared with analytical solution. The results showed that the correlation system image Vic-3D can be used as an alternative method to evaluate experimentally the displacement of beam type structures.

The second trial consists in an animal model with *ex vivo* porcine fresh isolated mandibles which were placed 30 endosseous implants and healing abutments (PS and SD, n = 15 for each group). Exerted on these was a vertical compressive load of 100N. Micromovements measurements were made by the program Vic-3D 2010. The results were compared with the ISQ (Implant Stability Quotient) values of the RFA (Osstell[®] ISQ IntegrationDiagnostic, Sweden) system, previously obtained. The results showed a correlation between mobility measured by 3D DIC and ISQ values, but only in the mesiodistal direction (U).

The third trial consisted in measuring the micro motion of 32 endosseous implants inserted in rehabilitated patients with two or more adjacent implants in the posterior jaw, and with two abutments different PS and SD [N (SD) = 18 n (PS) = 14]. The measurements were performed by CID 3D after application of at least 30N occlusal load as

measured by a load cell (Applied Measurements Ltd., Berkshire, UK) and software design 2010 LabVIEW (National Instruments®, Texas, USA). The results showed a correlation between mobility measured by 3D DIC and the RFA values of ISQ.

Within the limitations of this study, 3D DIC method seems to be able of measuring dental implants micro movements. The results appear to be correlated with the ISQ values of AFR.

Keywords

Dental implants, ImplantS micromotion measuring methods; 3D Digital Image Correlation (3D DIC); Resonance Frequency Analysis (RFA), *Platform-switching*.

LISTA DE PUBLICAÇÕES

No âmbito da presente dissertação foram produzidas as seguintes publicações:

- Artigos publicados em revistas

“Medição de micromovimentos em implantes endósseos por correlação de imagem digital 3D”. Rodrigues T., Moreira F., Neto A., Guerra F., Nicolau P. *Implant News* 2012, 9(6):803-809.

Artigos submetidos para publicação em revistas

“In Vivo dental implant micromovement measuring with 3D digital image correlation method” Rodrigues T., Moreira F., Neto M A., Guerra F., Nicolau P., II International Conference on Biodental Engineering, Porto, Portugal, 7 a 8 de Dezembro de 2012 (submitted for publication to Taylor & Francis journal Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering: Imaging & Visualization, January 2013).

Artigos publicados em atas de encontros científicos

“Micromovement measurements of endosseous dental implants with 3D Digital Image Correlation (DIC) method”. Proceedings of ViplImage 2011-Third Ecomas Thematic Conference on Computational Vision and Medical Image Processing — Joao Tavares and Natal Jorge (eds), Taylor & Francis Group, London, ISBN 978-0-415-68395-1. Pag. 273-278, 2011.

“Micromovement measurements of endosseous dental implants with 3D Digital Image Correlation (DIC) method”. Proceedings 15th International Conference On Experimental Mechanics, -ICEM15, July 22-27, Porto, 2012.

Resumos publicados em atas de encontros científicos

“A new method for measuring in vivo dental implants micro-movements” Rodrigues T., Moreira F., Neto A., Guerra F., Nicolau P. *Clinical Oral Implants Research* 23, Issue Supplement s 7: 43 (Abstract) 2012.

PRÉMIOS

Prémio Prof. Doutor João Luís Maló De Abreu referente ao 1º lugar nas Olimpíadas de Investigação com o trabalho intitulado “NOVO MÉTODO PARA A MEDIÇÃO IN VIVO DOS MICROMOVIMENTOS DE IMPLANTES”. Apresentado XXI Reunião Anual de Medicina Dentária e Estomatologia de Coimbra, Centro de Congressos dos Hospitais da Universidade e Coimbra, 24-26 de Maio de 2012.

PROPOSIÇÃO

A presente dissertação tem o propósito de avaliar um novo método de medição de micromovimentos em implantes dentários e respetivos pilares protéticos com recurso à correlação tridimensional de imagens digitais. Este método permite, segundo os fabricantes, medir nos três planos do espaço pequenos movimentos à escala micrométrica. A importância destes micromovimentos na estabilidade implantar e na osteointegração parece ser atualmente um ponto de primordial na longevidade e na qualidade das reabilitações implanto-suportadas. Assim, este trabalho tem como objetivo principal validar o método de correlação de imagem como um método alternativo para avaliar a reabilitação protética com implantes dentários. Como objetivos secundários, este projecto pretende ajudar a perceber quais os fatores que influenciam a ocorrência destes micromovimentos. Nomeadamente, o tipo de osso encontrado no leito implantar, a estabilidade primária, a magnitude das forças oclusais, o diâmetro e o comprimento do implante. Por fim, se a alteração da geometria dos pilares protéticos de “*standard*” para “*platform-switching*” têm alguma influência no grau de micromovimentos do sistema implante-pilar protético.

Tendo subjacentes estes objetivos, foram realizados 3 estudos com objetivos específicos:

No primeiro, que envolveu a medição de micromovimentos em modelos laboratoriais, tendo-se efetuado um ensaio piloto *in vitro* com um modelo de “viga simplesmente apoiado”. Este teste foi executado no laboratório de engenharia mecânica da Faculdade de Ciências e Tecnologia da Universidade de Coimbra, e teve como objetivos específicos: a aferição da técnica de correlação de imagens digitais a 3D (CID 3D) pelo método de elementos finitos e validação pela solução analítica exata.

No segundo, efetuou-se o ensaio experimental *in vitro* no laboratório de Ensaios Mecânicos da Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra, em que os micromovimentos de 30 implantes endósseos e respetivos pilares “*platform-switching*” ou “*standard*” colocados em mandíbulas de porco frescas isoladas são avaliados pelo método CID 3D e comparados com os valores medidos pelo método de análise da frequência de ressonância (AFR) com o novo Osstell® ISQ (Osstell AB, Göteborg, Suécia). Este estudo teve como objetivos específicos: Comparar os valores de estabilidade primária obtidos pelo método de correlação de imagem digital 3D com os valores de estabilidade primária medidos por análise da frequência de ressonância (AFR) com o Osstell® ISQ; Verificar se a utilização de pilares *platform-switching* influenciou o grau de micromovimentos relativamente aos pilares *standard* (grupo controlo).

O terceiro, consistiu na medição de micromovimentos em modelos humanos. Para a execução desta tarefa recorreu-se aos pacientes de um estudo clínico randomizado com implantes colocados na região posterior da mandíbula e restaurados com pilares “*standard*” ou “*platform-switching*”. Este estudo decorreu na clínica de medicina dentária da Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra, tendo sido seleccionados 33 pacientes de um universo de 40

pacientes. As medições dos micromovimentos foram executadas pelo método ótico de CID 3D com o sistema de videocorrelação Vic-3D 2010 (Correlated Solutions®, Columbia, USA), após a aplicação de uma carga oclusal mínima de 30N. Este estudo teve como objetivos específicos: Comparar os valores de estabilidade secundária obtidos pelo método de correlação de imagem digital 3D com os valores de estabilidade secundária medidos por análise da frequência de ressonância (AFR) com o Osstell® ISQ; Identificar fatores que possam influenciar a ocorrência dos micromovimentos — osso tipo II ou tipo III (segundo a classificação de Lekholm e Zarb, 1985), intervalos de força de oclusão (entre 30 e 70N), geometria do implante (comprimento e diâmetro); Verificar se a utilização de pilares protéticos *platform-switching* influenciou o grau de micromovimentos relativamente aos pilares *standard* (grupo controle).

INTRODUÇÃO

[CAPÍTULO I]

Os implantes dentários são uma das mais importantes descobertas científicas do século XX. A possibilidade de substituir dentes ausentes por dispositivos artificiais implanto-suportados revolucionou a Medicina Dentária, dando-lhe novos horizontes para a reabilitação oral protética. Abriu-se, assim, um novo capítulo na história da reabilitação oral.

Já em 1977 Brånemark admitia a influência dos micromovimentos no processo de osteointegração e, inevitavelmente, na sobrevivência dos implantes dentários. No protocolo clássico de carga implantar, Brånemark (1977) advogava que devia existir um período de tempo de espera sem carga, para conseguir promover uma união rígida entre o implante e o osso (pelo menos 3 meses para a mandíbula, e 5-6 meses na maxila, após a colocação cirúrgica dos implantes, mantidos a nível submucoso). Este período de espera permite que as forças oclusais ou as provenientes da musculatura oral não originem micromovimentos na interface osso-implante, perturbando a cicatrização inicial e regeneração ósseas necessárias à osteointegração, conduzindo à formação de uma interface fibrosa e ao fracasso implantar em pouco tempo (Brånemark *et al.*, 1977; Adell *et al.*, 1981; Albrektsson *et al.*, 1986a). Embora este período de tempo sem carga tenha sido determinado empiricamente por Brånemark, com base na sua experiência profissional (Brånemark *et al.*, 1985), as taxas de sucesso elevadas e o protocolo cirúrgico bem definido, levaram a que esta prática clínica continue a ser o *gold standard* seguido por muitos implantologistas.

Apesar da confirmação empírica da importância dos micromovimentos no processo de osteointegração dos implantes dentários, desde 1979 que se questiona este requisito (um período de tempo de espera sem carga): será mesmo absolutamente necessário ou representa apenas uma salvaguarda terapêutica? Esta discussão é fundamentada pela diversidade de estudos de carga imediata relatados como sucessos terapêuticos, muito embora alguns tenham revelado um sucesso implantar menos previsível, pois apresentaram encapsulamento fibroso em torno dos implantes (Brunski *et al.*, 1979). Este fenómeno foi associado à técnica cirúrgica, aos materiais e às geometrias dos implantes utilizados na época, mas também aos fenómenos mecânicos relacionados com a carga implantar e, conseqüentemente, aos micromovimentos sofridos pela interface osso-implante. Contudo, estudos animais realizados na segunda metade da década de 90 demonstraram que ambos os protocolos, de carga

diferida e de carga imediata, tinham taxas de sobrevivência semelhantes (Abrahamsson *et al.* 1996; Ericsson *et al.* 1996; Fiorellini *et al.* 1999).

Já no século XXI, surgiram alguns estudos clínicos comparativos das taxas de sucesso de implantes com um período de tempo sem carga (carga diferida), protegidos da ação dos micromovimentos, com implantes sujeitos à ação das forças oclusais (carga imediata) e conseqüentemente sujeitos a micromovimentos na interface osso-implante (Lorenzoni *et al.* 2003; Romanos *et al.* 2006). Todavia, dada a inexistência de qualquer método clínico disponível para medir diretamente os micromovimentos ao nível da interface osso-implante, e a falta de uniformização na definição dos critérios de sucesso apresentados na literatura, até à data, não é cientificamente possível determinar quais os fatores mais relevantes responsáveis pelo sucesso implantar. Existe contudo um consenso em torno da necessidade de quantificar dois deles: a estabilidade primária e os micromovimentos ao nível da interface osso-implante (Nicolau, 2007). De facto, a investigação tem demonstrado que os micromovimentos excessivos entre a superfície do implante e o osso peri-implantar são uma das primeiras causas que impede a osteointegração de um implante dentário (Brunski, 1993). Contudo, um estudo publicado em 2007 demonstrou que a manutenção dos micromovimentos dentro de níveis controlados influenciou positivamente a formação de osso na superfície de um implante (Vandamme *et al.*, 2007). Num outro estudo publicado já em 2010, Kimura e colaboradores concluíram que o nível de micromovimentos de um implante pode mesmo servir como índice numérico da osteointegração.

Segundo Nicolau (2007), a quantificação das tensões e das deformações existentes sobretudo ao nível da cortical numa fase inicial da cicatrização óssea, também pode constituir um elemento de diagnóstico fundamental do processo de osteointegração e do sucesso implantar, permitindo avaliar quando será possível efetuar carga funcional sobre os implantes dentários salvaguardando a osteointegração. Segundo este autor, perante cargas oclusais, as deformações e tensões acumuladas ao nível da cortical podem promover uma maior reabsorção daquele osso, comprometendo assim a estabilidade primária e a estabilidade do osso cortical marginal a longo prazo. Porém, até ao momento, também não existe nenhum método clínico disponível para medir tensões e deformações a este nível. Têm sido utilizados extensómetros em estudos experimentais com modelos animais e *ex vivos* (Cehreli *et al.*, 2005), mas não em estudos clínicos.

Ao longo dos anos diversos métodos foram propostos para a avaliação objetiva da estabilidade implantar, todavia, até à data, não existe qualquer método clínico disponível para medir diretamente os micromovimentos de implantes dentários. Atualmente, a estabilidade primária dos implantes dentários é avaliada

por procedimentos objetivos, mas indiretamente, sendo o método clínico mais referido na literatura a Análise de Frequência de Ressonância (AFR), desenvolvido por Meredith e outros autores (Meredith *et al.*, 1994; Meredith, 1998a). Este método permite avaliar indiretamente os micromovimentos implantares, com elevada reprodutibilidade de resultados para o mesmo implante nas mesmas condições clínicas (Degidi *et al.*, 2010). Outros métodos são também vulgarmente utilizados, sobretudo pela facilidade de acesso, entre os quais a obtenção de valores de torque de inserção (VTI) ou a resistência ao corte no momento da colocação do implante (Johansson *et al.*, 1994b). No entanto, nenhum destes métodos anteriormente referidos ou outros permitem uma avaliação direta e objetiva da estabilidade implantar e/ou dos micromovimentos dos implantes dentários. Com o desenvolvimento dos meios de cálculo e do *software*, a simulação pelo método dos elementos finitos (MEF) tem constituído, de forma crescente nos últimos anos, um instrumento útil para prever os deslocamentos, as deformações e as tensões induzidas no implante e no osso peri-implantar. Contudo, este é um método numérico que carece de validação experimental.

Assim, atualmente é urgente e imperativo desenvolver novos métodos quantitativos para a avaliação da estabilidade primária e dos micromovimentos — essenciais para promover o processo de osteointegração — e reduzir o tempo de espera exigido para reabilitar e realizar cargas funcionais sobre os implantes dentários, favorecendo a qualidade de vida dos pacientes e aumentando as taxas de sucesso e sobrevivência implantares.

O método de Correlação de Imagem Digital Tridimensional (CID 3D) consiste numa técnica ótica de medição sem contacto que permite determinar o contorno tridimensional da superfície de um objeto e obter o campo de deslocamentos desse objeto a partir de uma sequência de imagens digitais obtidas através de duas câmaras digitais. Esta técnica experimental utiliza os princípios da ótica para triangular o contorno superficial do objeto (Sutton *et al.*, 2009). A técnica de CID 3D, não sendo um método clínico, permite obter informação direta e objetiva sobre micromovimentos, possibilitando avaliar quantitativamente os deslocamentos, deformações e tensões induzidas no implante e no osso peri-implantar (Sutton *et al.*, 2009; Clelland *et al.*, 2010; Tiozzi *et al.*, 2011; Tiozzi *et al.*, 2012). Este método já foi aplicado em estudos experimentais com dentes humanos por alguns autores (Göllner *et al.*, 2010; Goellner *et al.*, 2010), existindo também referência a estudos com implantes dentários colocados em mandíbulas de resina, (Clelland *et al.*, 2010; Tiozzi *et al.*, 2011; Tiozzi *et al.*, 2012). No entanto, o método em si nunca foi aplicado em ensaios clínicos ou validado para a medição de micromovimentos de implantes dentários, motivo que nos estimulou a desenvolver este trabalho.

I. Osteointegração e Estabilidade Implantar

O conceito de Osteointegração, definido por Brånemark como a união direta entre o osso e a superfície de um implante, foi pela primeira vez publicado em 1977 (Brånemark *et al.*, 1977). Este conceito foi evoluindo ao longo do tempo e em 1991, Zarb e Albrektsson propuseram uma definição mais clínica, baseada em critérios de estabilidade, denominando assim esta união por osteointegração — processo no qual se verifica uma fixação rígida, clinicamente assintomática e estável, entre materiais aloplásticos e o tecido ósseo durante as cargas funcionais (Zarb e Albrektsson, 1991). Atualmente, esta é a definição universalmente aceita e seguida pela maioria dos autores.

O processo de osteointegração após a colocação de um implante dentário é, no entanto, complexo e moroso, envolvendo etapas distintas no osso esponjoso e no osso cortical. Neste processo podem distinguir-se duas fases temporalmente distintas, em dois locais diferentes: a fase de modelação¹ e a fase de remodelação². Na primeira fase da osteointegração — Modelação óssea, a reabsorção (atividade osteoclástica) e formação de osso (atividade osteoblástica) ocorrem em locais diferentes e de uma forma não combinada, sendo este processo mais responsável por alterações na estrutura e quantidade do tecido ósseo. Contudo, também pode verificar-se modelação em osso pré-existente, como no preenchimento de espaços vazios em redor de um implante após a cirurgia. Já na segunda fase da osteointegração — Remodelação óssea, os fenómenos de reabsorção e formação de osso ocorrem de modo combinado e sequencial no mesmo local, o que faz deste um processo eficaz na “renovação” óssea, sem que haja uma alteração substancial na quantidade óssea, mas sobretudo na qualidade e densidade deste tecido.

¹**Fase de Modelação:** primeira fase da osteointegração; ocorre nos espaços vazios entre o osso esponjoso e o implante, com a produção de osso imaturo (tecido osteóide).

²**Fase de Remodelação:** verifica-se no osso cortical e trabecular pré-existente em contacto com a superfície do implante e danificado durante a preparação do leito implantar e resultante do colapso da vascularização pela compressão da inserção do implante (depois de reabsorvido o tecido necrótico mineralizado), e no osso imaturo recém-formado na fase de modelação.

1.1. Modelação óssea — 1ª Fase da Osteointegração

Logo após a colocação do implante dentário, as lacunas entre este e o tecido ósseo são preenchidas por sangue e forma-se um coágulo sanguíneo. Nos dias seguintes, o coágulo é substituído por tecido de granulação, rico em neutrófilos e macrófagos. Posteriormente ocorre a angiogénese³ para o interior desse tecido de granulação e os macrófagos e as células mesenquimatosas indiferenciadas iniciam a produção de fatores de crescimento que, por sua vez, estimulam a fibroplasia⁴ (formação, proliferação e ativação de fibroblastos). Os osteoclastos responsáveis pela reabsorção do osso necrótico resultante da preparação do leito implantar surgem nos espaços medulares mais afastados da superfície do implante apenas cerca de uma semana após a cirurgia. Enquanto o tecido necrótico é gradualmente reabsorvido, o tecido conjuntivo indiferenciado⁵ neoformado nas lacunas entre a superfície do implante e o tecido ósseo, bem como nas regiões trabeculares em apical e entre as espiras do implante, é gradualmente transformado num tecido osteóide, a partir do qual se forma o osso imaturo. Este osso imaturo, pouco organizado e mineralizado, tem fracas propriedades mecânicas, pelo que a estabilidade primária inicial se consegue sobretudo através da adaptação entre o implante e o osso cortical do leito implantar.

1.2. Remodelação óssea — 2ª Fase da Osteointegração:

Os osteoclastos surgem em primeiro lugar no processo de remodelação óssea, em resposta à apoptose dos osteócitos, escavando um túnel através do osso cortical ou alinhando-se numa trincheira através da superfície trabecular do osso esponjoso. Nesta fase, o tecido ósseo necrótico mineralizado resultante da colocação cirúrgica do implante, bem como o osso imaturo entretanto formado na fase anterior de modelação óssea, são gradualmente removidos pela atividade osteoclástica. Os osteoclastos parecem ser seguidos por osteoblastos que preenchem logo de seguida aqueles túneis ou trincheiras com osso lamelar organizado formado por um processo de ossificação intramembranosa ou ossificação direta. Este novo tecido ósseo lamelar, maduro, bem organizado e mineralizado, possui melhores propriedades mecânicas para suportar cargas funcionais mais elevadas. A remodelação progride assim de um modo orientado e coordenado numa unidade básica multicelular denominada de cone de corte, onde o osso é reabsorvido pelos osteoclastos na ponta do cone, e o espaço é preenchido por

³**Angiogénese:** proliferação de *neovasos*.

⁴**Fibroplasia** é o processo pelo qual se forma tecido conjuntivo indiferenciado nos espaços existentes sem osso, nas regiões trabeculares em apical e entre as espiras do implante.

⁵**Tecido conjuntivo indiferenciado**, tecido rico em *neovasos*, fibroblastos e células mesenquimatosas indiferenciadas.

osso novo formado por osteoblastos na base. Pode afirmar-se que a remodelação óssea constitui uma adaptação funcional da estrutura tridimensional do osso à carga pelo qual este é solicitado, ocorrendo a modificação da sua arquitetura interior, da dimensão e orientação dos elementos de suporte (Schenk e Buser, 1998). Após um período de atividade intensa, a fase da remodelação óssea lentifica-se, mas o processo mantém-se durante toda a vida do indivíduo, revelando-se fundamental para a longevidade da osteointegração dos implantes dentários.

1.3. Regulação Mecânica do Processo de Osteointegração

Ambas as fases do processo de osteointegração, modelação e remodelação ósseas, dependem em grande medida de fenómenos biológicos regulados por fatores mecânicos. Um exemplo da regulação mecânica dos fenómenos biológicos responsáveis pelo processo de osteointegração é a relação existente entre as forças intraorais e a resposta osteogénica. De fato, quando os micromovimentos a que o implante é sujeito após a cirurgia são excessivos, pode desenvolver-se uma cápsula de tecido fibroso na interface osso-implante, em vez de uma interface osteointegrada (Brunski, 1999). Estando o objeto deste trabalho relacionado com a medição dos micromovimentos de implantes endósseos sujeitos à aplicação de carga, avaliando sobretudo a influência a nível local dos fatores biomecânicos (intervenientes na regulação, evolução e manutenção da osteointegração), não se pode, no entanto, excluir a influência preponderante dos fatores genéticos e hormonais neste processo.

A regulação e posterior evolução do processo de ossificação até à osteointegração do implante são dirigidas por princípios mecânicos que condicionam os fenómenos biológicos, regulando dessa forma a formação de osso em resposta à relação entre tensão⁶ e deformação⁷. É assim importante ter em consideração as propriedades

⁶**Tensão:** Num corpo em equilíbrio, as forças internas geradas numa superfície de separação definida no interior do corpo requerem uma distribuição por essa interface. Num dado ponto contido no plano da referida interface, considerando um elemento infinitesimal de área ΔA em volta do ponto, sobre o qual atuará uma força infinitesimal ΔF , numa direção arbitrária (que, segundo um sistema de referência cartesiano (x,y,z) , pode ser decomposta numa componente ΔF_z , normal ao plano, e em duas componentes tangenciais, ΔF_x , e ΔF_y). A tensão resultante gerada pode ser definida por uma tensão normal σ_z , e duas tensões de corte (tangenciais) σ_{zx} e σ_{zy} . Assim, dado que as tensões (normal e de corte) resultam do quociente entre a intensidade da força e a área de aplicação, correspondem a uma pressão. Segundo o Sistema Internacional (SI), a pressão tem como unidade de medida o Pascal (Pa), o que corresponde a Newton por metro quadrado (N/m^2), ou seja, força (N) por unidade de área (m^2). A tensão gerada num dado ponto interno contido no plano da referida interface, pode então definir-se a partir de tensões em três planos ortogonais (x, y e z) que passem nesse ponto. Como cada plano pode ter três componentes de tensão (uma normal e duas tangenciais) o estado de tensão num ponto pode ser completamente caracterizado por nove componentes de tensão agrupados numa matriz quadrada denominada de tensor das tensões. Contudo, uma vez que se verifica um equilíbrio estático, esta matriz é simétrica ($\tau_{xy}=\tau_{yx}$, $\tau_{xz}=\tau_{zx}$ e $\tau_{yz}=\tau_{zy}$) reduzindo-se a seis o número de componentes independentes.

mecânicas dos materiais que constituem o implante e o osso onde este é inserido. Os avanços na implantologia dentária neste campo devem-se em parte à otimização mecânica dos implantes com a melhoria da sua geometria e aos biomateriais, de modo a melhorar a transferência das forças aplicadas ao osso (Nicolau, 2007). Os mecanismos reguladores do processo de remodelação óssea e da osteointegração implantar traduzem assim a capacidade do osso para interpretar as deformações originadas pelas tensões. Deste modo, é imperativo compreender conceitos biomecânicos gerais, entre os quais: o tipo de forças a que é sujeito um implante dentário; o que se entende por tensão, deformação e qual a relação destas propriedades; os fatores que influenciam os micromovimentos e, conseqüentemente, a osteointegração implantar.

Quando se considera um sistema de forças oclusais sobre um implante, deve ter-se presente o ponto de aplicação da carga, a magnitude e a direção da força resultante deste sistema. Existem dois tipos de forças que podem atuar sobre um corpo: as forças de superfície⁸ e as forças de volume⁹. Quando se estuda a ação de forças no sistema estomatognático, as de volume são, em regra, de menor intensidade do que as de superfície, razão pela qual são frequentemente desprezadas sem que isso se traduza em erros significativos (Nicolau, 2007). Para o sistema [osso-implante], as forças de superfície traduzem-se pelas forças oclusais (quando os implantes são reabilitados com coroas), ou pelas forças da musculatura perioral (lábios e língua). Estas últimas, apesar de serem de baixa magnitude, são horizontais relativamente ao eixo do implante, o que provoca tensões de flexão relativamente elevadas, que podem ser prejudiciais à osteointegração (sobretudo se houver hábitos parafuncionais associados). Quando um sistema de forças, cuja intensidade não exceda um determinado valor limite, é aplicado a um corpo elástico, este sofre uma deformação que desaparece com a remoção das forças atuantes. Se dois sistemas de forças forem equivalentes¹⁰, pelos princípios da estática, pode substituir-se um sistema de forças aplicado sobre um corpo rígido por uma força e um momento (Timoshenko *et al.*, 1970). A magnitude do momento é dada pelo produto da magnitude da força pela distância na perpendicular do ponto de interesse ao ponto de aplicação da força (braço do momento). Um momento pode provocar flexão ou torção do corpo e é conhecido habitualmente por «torque». Estes momentos podem originar tensões destrutivas sobre o sistema

⁷**Deformação:** Define o movimento dos diferentes pontos de um corpo, uns em relação aos outros, quando submetido a uma carga. Também pode ser definida por uma relação entre comprimentos, traduzindo-se pela relação entre a variação de comprimento sofrida pela ação da aplicação da carga, ΔL , e o comprimento inicial, L_0 : $\epsilon = \Delta L / L_0$, sendo por isso adimensional. Dado que, em implantologia, estes valores são muito pequenos, da ordem de 1×10^{-6} , convencionou expressar-se em “microstrains” (1000 “microstrains” correspondem a $1 \times 10^{-3} = 0,001$, ou seja, 0,1% de deformação).

⁸**Forças de superfície** atuam diretamente sobre a superfície de um corpo.

⁹**Forças de volume** atuam sobre a massa de um corpo.

¹⁰**Sistemas de Forças** consideram-se equivalentes se produzirem o mesmo efeito sobre um corpo rígido indeformável.

implantar (Misch *et al.*, 2005a). Por exemplo, numa coroa unitária com uma mesa oclusal sobredimensionada, podem surgir tensões demasiado elevadas sobre a interface osso-implante levando, conseqüentemente, a reabsorções ósseas. Mesmo considerando só uma força axial sobre uma coroa suportada por um implante, esta pode sempre ser substituída por uma força e um momento equivalentes sobre esse implante (Brunski, 1999). Contudo, foi observado que cargas não axiais são mais prejudiciais à osteointegração do que as axiais, com valores mais elevados de tensão no osso perimplantar (Kitamura *et al.*, 2005).

A tensão, σ , define a intensidade das forças internas geradas numa interface no interior de um corpo, pela aplicação de forças exteriores. Depende da intensidade da força e da área da secção transversal sobre a qual a força é aplicada. O valor da força dificilmente pode ser controlado pelo clínico. No entanto, este pode diminuí-lo consideravelmente se, por exemplo, eliminar contactos prematuros ou utilizar goteiras oclusais para pacientes bruxómanos. Quanto à área funcional através da qual a força é distribuída, esta pode ser controlada através de um correto planeamento do diâmetro, comprimento, geometria e número de implantes utilizados num determinado caso clínico. Um planeamento correto deve conduzir a uma melhor distribuição das tensões, evitando o surgimento de zonas com elevada concentração de tensões no implante e no osso envolvente. Em implantologia é muito importante determinar a tensão principal¹¹ máxima obtida e qual a sua localização, quer no implante, quer no osso cortical e trabecular circundantes (Nicolau, 2007).

A deformação, ϵ , traduz o movimento dos diferentes pontos de um corpo — uns em relação aos outros. Alguns autores distinguem, em inglês, *deformation* de *strain*, considerando *deformation* como o deslocamento dos pontos do corpo em relação a uma malha de referência externa; e *strain* como o movimento dos diferentes pontos do corpo uns em relação aos outros. Assim, neste trabalho utiliza-se a palavra deformação para traduzir o conceito associado a *strain*. Para um determinado ponto podem definir-se duas medidas de deformação¹², a deformação linear, avaliada por uma variação de comprimento e a deformação angular, determinada pela variação de um ângulo inicial formado por duas direções.

¹¹**Tensão principal** é a tensão normal a um plano em que a direção da força aplicada (vetor ΔF) coincide com a direção do versor normal ao mesmo, sendo as componentes de corte nulas e a direção de ΔF e da componente normal σ , coincidentes. Este plano é denominado de plano principal de tensão.

¹²**Medidas de deformação:** Para um ponto de um corpo deformado e para um sistema de referência cartesiano (x,y,z) pode associar-se um conjunto de grandezas de deformação, sendo três lineares segundo cada um dos eixos ($\epsilon_{xx}, \epsilon_{yy}, \epsilon_{zz}$) e três angulares segundo os três pares de direções ortogonais ($\epsilon_{xy}, \epsilon_{xz}, \epsilon_{yz}$), sendo obviamente, $\epsilon_{xy} = \epsilon_{yx}$, $\epsilon_{xz} = \epsilon_{zx}$ e $\epsilon_{yz} = \epsilon_{zy}$.

A deformação anteriormente definida representa apenas uma parte do movimento global de um corpo elástico. Na realidade, o deslocamento global de um corpo pode representar-se pela soma de duas componentes: o movimento dos diferentes pontos do corpo, uns em relação aos outros, e o movimento do corpo como um todo. A este último dá-se o nome de movimento de corpo rígido¹³. Em problemas de estática, o movimento de corpo rígido é completamente removido pela aplicação de condições de fronteira ou apoio. Contudo, em determinadas situações, os apoios podem apresentar um comportamento não ideal e permitir a existência de movimento. Atendendo a que, em estática, os movimentos de corpo rígido provocam deformações e neste trabalho se pretendem determinar os micromovimentos de implantes dentários endósseos, é imperativo considerar a existência do movimento de corpo rígido. De fato, as condições de suporte utilizadas na avaliação experimental da ligação do sistema [implante-osso], como se verá pelo desenho experimental deste estudo, conduzem a que o deslocamento dos pontos do corpo resulta da soma daquelas duas componentes: deformação e movimento de corpo rígido.

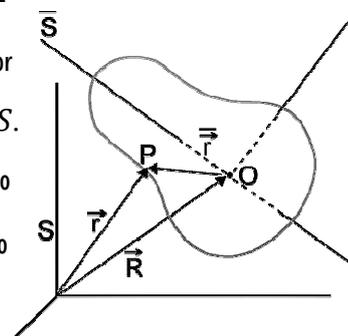
O movimento dos sistemas de corpos interligados sob a ação de forças externas, de que é exemplo o implante dentário inserido no osso dos maxilares da face de um determinado indivíduo, deve ser estudado incluindo a dinâmica de corpo rígido. A hipótese de que os corpos são rígidos, o que significa que não se deformam sob a ação da aplicação de forças, permite simplificar a análise, reduzindo os parâmetros que descrevem a configuração do sistema. Assim, a formulação das equações de movimento da dinâmica de corpos rígidos é efetuada com base nas leis do movimento de Newton¹⁴, que correspondem às três leis da física que formam a base da mecânica clássica. A solução destas equações descreve a relação entre as forças que atuam sobre um corpo e o seu movimento.

¹³**Movimento de corpo rígido:** idealização física de um corpo sólido de tamanho finito em que a distância entre dois pontos permanece constante com o tempo, independentemente das forças externas exercidas sobre ele, sendo portanto a deformação negligenciada. Apesar de não existir na realidade devido à relatividade, um corpo pode ser assumido como perfeitamente rígido se não se mover a uma velocidade próxima da velocidade da luz.

¹⁴**Leis de Newton:** Primeira — Se a resultante das forças que atuam sobre um corpo for nula, então, esse corpo permanece no estado de repouso (se estiver inicialmente em repouso, isto é, se a sua velocidade é zero) ou continuará o seu movimento em linha reta e com velocidade constante — movimento retilíneo uniforme (se estiver inicialmente em movimento, isto é, se a sua velocidade inicial é diferente de zero); Segunda — A aceleração (α) adquirida por um corpo é diretamente proporcional à intensidade da resultante das forças (F) que atuam sobre o corpo, tem a direção e sentido dessa força resultante, e é inversamente proporcional à massa (m), podendo ser traduzida pela expressão $F = m\alpha$; Terceira — Quando um primeiro corpo exerce uma força (F_1) sobre um segundo corpo, o segundo corpo reage exercendo simultaneamente uma força (F_2) no primeiro corpo, com a mesma magnitude, direção e sentidos opostos, sendo $F_2 = -F_1$.

Assim, o deslocamento de um qualquer ponto P do corpo rígido pode sempre ser definido como a soma de duas componentes: o movimento de translação do corpo rígido como um todo, e o movimento associado a uma rotação pura do corpo rígido: $\delta\vec{r} = (\delta\vec{r})_{translação} + (\delta\vec{r})_{rotação}$.¹⁵ Na Figura 1 faz-se uma representação vetorial do vetor posição do ponto P. Nesta figura, o sistema de inércia é representado por S.

Considerando um sistema de referência \bar{S} com origem no ponto O do corpo rígido, a posição do ponto P é definida por: $\vec{r} = \vec{R} + \vec{\bar{r}}$, onde \vec{R} é o vetor posição do ponto O e $\vec{\bar{r}}$ o vetor posição do ponto P relativamente



ao sistema de referência \bar{S} . Assim, o deslocamento do ponto P será definido por: $\delta\vec{r} = \delta\vec{R} + \delta\vec{\bar{r}}$, onde $\delta\vec{R}$ descreve o deslocamento do ponto O do corpo e $\delta\vec{\bar{r}}$ corresponde ao deslocamento associado à rotação em torno de O. Uma vez que o movimento associado à rotação

Figura 1. Representação vetorial do vetor posição do ponto P. O sistema de inércia é representado por S. [Retirado de http://www.cepa.if.usp.br/e_fisica/mecanica/universitario/cap20/cap20_01.php]

pura do corpo rígido é dado por: $\delta\vec{\bar{r}} = \delta\vec{\Omega} \times \vec{\bar{r}}$, onde $\delta\vec{\Omega}$ é o vetor do deslocamento angular; a velocidade de um ponto do corpo rígido pode ser escrita do seguinte modo: $\vec{v} = \vec{V} + \vec{\omega} \times \vec{\bar{r}}$ onde \vec{V} é o vector velocidade do ponto O.

Como referido anteriormente, o mecanismo regulador do processo de ossificação até à osteointegração do implante determina a capacidade do osso para interpretar as deformações originadas pelas tensões, traduzindo a formação de osso em resposta a esta relação. A relação entre as componentes da deformação e da tensão denomina-se de relação constitutiva do material. Os corpos que constituem um implante ou o osso que o envolve não são perfeitamente elásticos, homogêneos e isotrópicos¹⁶. No entanto, as propriedades elásticas do osso cortical variam consoante a direção de solitação, o que lhe confere o comportamento de um material anisotrópico. Contudo, no plano que contém as direções vestibulo-lingual e ocluso-apical, as propriedades elásticas não variam e portanto, o osso cortical é considerado transversalmente isotrópico¹⁷. O osso da mandíbula é todavia mais rígido e

¹⁵Como o movimento mais geral do corpo rígido consiste num movimento de translação e noutra de rotação, o corpo rígido requer seis graus de liberdade para descrevê-lo: 3 coordenadas do ponto O (para a translação) e 3 ângulos de Euler (para a rotação).

¹⁶**Material perfeitamente elástico, homogêneo e isotrópico:** De acordo com a relação constitutiva deste material, a matriz das constantes elásticas que caracteriza a relação entre tensão e deformação apresenta apenas duas propriedades ou coeficientes elásticos independentes, não existindo direções preferenciais, e portanto não existindo também interação entre componentes normais e de corte quando o corpo elástico é carregado ao longo de qualquer direção.

¹⁷**Material transversalmente isotrópico:** Um material diz-se transversalmente isotrópico se um dos planos de simetria for um plano de isotropia, isto é, as propriedades do material são iguais nas duas direções contidas no plano de isotropia. De acordo com a relação

resistente fora deste plano, na direção méso-distal (van Eijden, 2000; Schwartz-Dabney *et al.*, 2003). Em termos teóricos, quando um corpo é sujeito à ação de uma carga (P), sofre uma deformação, ε , que não é mais do que a variação do comprimento do corpo relativamente ao comprimento inicial, e pode ser definida por $\varepsilon = \Delta L / L_0$, em que L_0 é comprimento inicial e ΔL representa a variação do comprimento. Num ponto qualquer de uma secção transversal da região central desse corpo, a tensão, σ , tem direção axial e distribui-se uniformemente, sendo igual à força aplicada (P) dividida pela área da secção transversal A , donde $\sigma = P / A$.

Cada material possui uma relação própria e única entre o estado de tensão e o estado de deformação. A relação de proporcionalidade entre estas duas quantidades é denominada de módulo de elasticidade longitudinal ou módulo de Young¹⁸, E . Esta constante material traduz a rigidez do material e segue a Lei de Hooke¹⁹. Quanto maior é o módulo de Young, maiores tensões serão necessárias para atingir o mesmo estado de deformação. A deformação axial de um corpo é sempre acompanhada por uma deformação lateral, nas duas direções perpendiculares à direção axial e de sinal oposto. A razão entre a deformação transversal relativa e a deformação longitudinal relativa provocadas pela aplicação de uma força, denomina-se coeficiente de Poisson²⁰, ν . O módulo de elasticidade transversal ou de corte²¹ (G), depende do módulo de Young (E) e do coeficiente de Poisson, ν , segundo a relação $E = 2G(1 + \nu)$. Deste modo, para um material linear elástico, homogéneo e isotrópico, a

constitutiva deste material, a matriz das constantes elásticas que caracteriza a relação entre tensão e deformação apresenta apenas cinco propriedades ou coeficientes elásticos independentes (em vez dos nove para os materiais ortotrópicos, cujas propriedades apresentam três planos de simetria ortogonais entre si) e não existe interação entre componentes normais e de corte quando o corpo elástico é carregado ao longo da direção normal ao plano.

¹⁸**Módulo de elasticidade longitudinal ou módulo de Young, E** , pode ser definido por $E = \sigma / \varepsilon$, em que σ é a tensão longitudinal e ε a deformação longitudinal. Exprime-se nas mesmas unidades da tensão, isto é, em Pascals (Pa), uma vez que a deformação não tem unidades.

¹⁹**Lei de Hooke:** lei da física relacionada com a elasticidade dos corpos que permite calcular a deformação produzida por uma força exercida sobre um corpo, sendo a força (F) dada pelo produto do deslocamento da massa (Δl) a partir do seu ponto de equilíbrio pela constante característica do corpo que sofre deformação (k): $F = k\Delta l$, onde F é a força em newtons (N), k a constante característica do corpo em newton/metro (N/m), e Δl o deslocamento produzido em metros (m), segundo o SI. De acordo com esta lei, o deslocamento do estado inicial (equilíbrio) é diretamente proporcional à força exercida. O equilíbrio de um corpo elástico ocorre quando este está no seu estado natural. Quando comprimido ou esticado, dentro do domínio elástico, o corpo exerce sempre uma força contrária ao movimento, calculada pela expressão acima.

²⁰**Coefficiente de Poisson, ν** , pode ser definido por $\nu = -\varepsilon_{transversal} / \varepsilon_{longitudinal}$, em que $-\varepsilon_{transversal}$ corresponde à deformação lateral e $\varepsilon_{longitudinal}$ à deformação axial. Dado que a deformação não tem unidades é adimensional.

²¹**Módulo de corte, G , ou de módulo de elasticidade transversal**, pode ser definido por $E = \sigma_c / \varepsilon_c$, em que σ_c é a tensão de corte e ε_c a deformação de corte. Exprime-se nas mesmas unidades da tensão, isto é, em Pascals (Pa), dado que a deformação não tem unidades.

relação entre as tensões e as deformações pode exprimir-se em função das propriedades elásticas constantes: o módulo de Young (E), e o coeficiente de Poisson (ν).

No sentido de perceber os conceitos fundamentais do comportamento mecânico dos materiais, na Figura 2 é apresentada uma curva tensão-deformação típica dos materiais dúcteis, obtida através de um ensaio de tração.

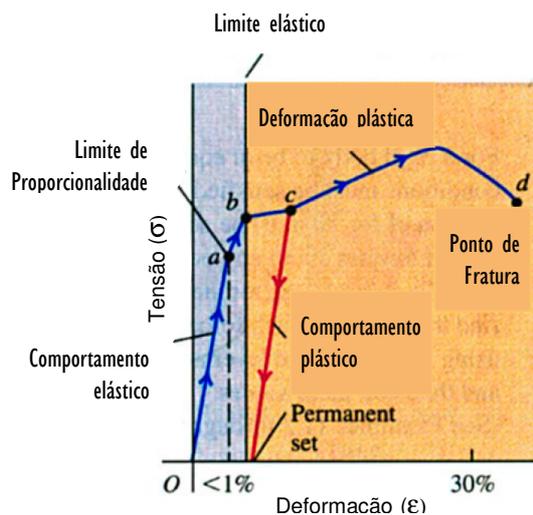


Figura 2. Curva de Tensão-Deformação para um material dúctil plástico.

[Adaptado de <http://figaro.fis.uc.pt/PJBM/ensino/ano_2006_7/aulas/Bloco_05.pdf>]

Na Figura 2 é possível distinguir três zonas distintas: a zona entre o ponto O e o ponto a , a zona entre o ponto a e o ponto c , e a zona entre o ponto c e o ponto d . O ponto a é designado por Limite de Proporcionalidade, e define o limite da tensão para o qual a curva Tensão-Deformação segue a Lei de Hooke, ou seja, verifica-se um aumento proporcional da deformação com a tensão, observando-se um comportamento elástico. Depois deste ponto, a linha reta desvia-se e a Lei de Hooke deixa de ser válida. Quando o material atinge o limite elástico, ponto b , a deformação aumenta mais depressa do que a tensão, e, a partir deste ponto ocorre deformação permanente, passando o material a responder plasticamente a qualquer aumento de carga ou tensão, isto é, sem regressar à forma inicial após a remoção da força aplicada. Na maioria dos materiais, é difícil determinar o ponto exato em que começa o comportamento plástico (ponto b), uma vez que a transição do regime elástico para o plástico é habitualmente gradual. Assim, considera-se uma Tensão de Cedência, que é definida como a tensão necessária para produzir uma pequena deformação plástica, ponto c . O seu valor corresponde à tensão resultante do ponto de intersecção da curva tensão-deformação com uma reta paralela ao comportamento elástico, traçada a partir de uma deformação previamente definida: 2% para plásticos e 0,2%

para metais e ligas metálicas. Nos materiais dúcteis verifica-se uma região de deformação plástica, mais ou menos alargada, antes de ocorrer rutura, ponto *d*. O valor da tensão para o qual um material rompe completamente corresponde à Resistência à Fratura (resistência à tração).

Assim, a deformação ocorre quando é aplicada uma solicitação que altera a forma de um corpo. As deformações podem ser classificadas em três tipos: deformação transitória ou elástica, deformação permanente ou plástica e rutura.

Deformação elástica — O corpo retorna ao seu estado original após cessar o efeito da tensão, o que acontece quando o corpo é submetido a uma força que não excede a sua tensão de cedência (Lei de Hooke).

Deformação permanente — O corpo permanece deformado, o que acontece quando o corpo é submetido a uma tensão superior à tensão de cedência.

Rutura — Deformação na qual o corpo se rompe em duas ou mais partes. Ocorre sempre que um corpo é solicitado por uma tensão maior do que a tensão de resistência à fratura.

A distribuição das tensões nos corpos sólidos contínuos depende de diversos fatores, entre os quais a intensidade e direção de aplicação da força. As solicitações podem conduzir ao aparecimento de esforços de tração²², compressão²³, corte²⁴, flexão²⁵ e torção²⁶. Para o estudo da osteointegração, em termos biomecânicos, existem fundamentalmente três tipos de solicitações a considerar, apresentadas esquematicamente na Figura 3: a tração, a compressão, e o corte.

²²**Tração:** solicitação que tende a alongar o corpo.

²³**Compressão:** solicitação que tende a comprimir o corpo.

²⁴**Corte ou Cisalhamento:** solicitação que tende a cortar o corpo; ocorre com o deslocamento paralelo em sentido oposto de duas seções contíguas.

²⁵**Flexão:** solicitação que tende a fletir um corpo; ocorre quando a solicitação provoca uma rotação angular do eixo geométrico do corpo em torno de um eixo perpendicular ao plano que contém o eixo geométrico.

²⁶**Torção:** solicitação que tende a torcer o corpo; ocorre quando a solicitação tende a provocar uma rotação angular do eixo geométrico do corpo em torno de si próprio.

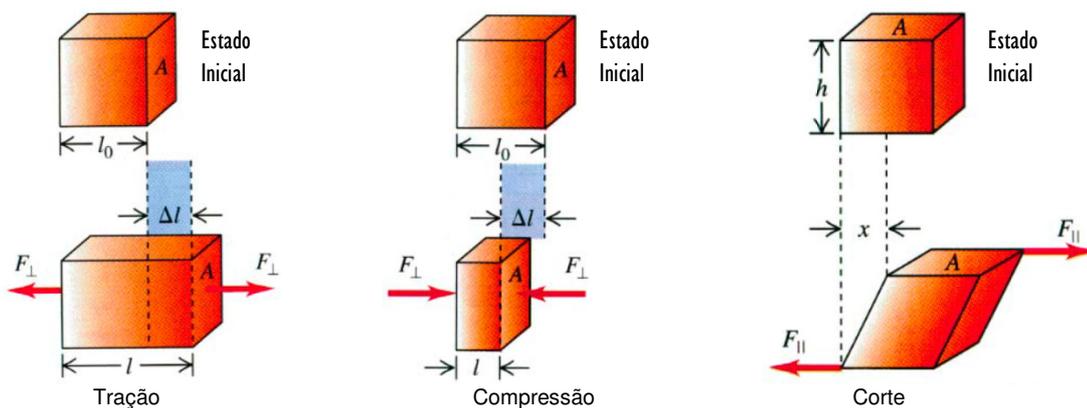


Figura 3. Formas típicas de carregamento para um corpo e correspondentes deformações produzidas.
 [Adaptado de <http://figaro.fis.uc.pt/PJBM/ensino/ano_2006_7/aulas/Bloco_05.pdf>]

Numa solicitação de tração, as forças aplicadas provocam um alongamento do corpo na direção de aplicação das forças, enquanto numa solicitação de compressão ocorre o inverso, ou seja, as forças aplicadas tendem a empurrar ou aproximar as secções do corpo. No corte (ou deslizamento), as forças aplicadas têm sinal oposto e são aplicadas em faces opostas, fazendo com que as secções do corpo deslizem entre si. As cargas em compressão são responsáveis pela manutenção e integração da interface osso-implante, enquanto as cargas em tração e em corte são deletérias para esta interface, levando à sua desagregação. O osso cortical resiste melhor às cargas de compressão e pior às cargas de corte (Nicolau, 2007). A forma como estas cargas se distribuem pelo osso circundante depende do seu corpo (alguns implantes têm uma geometria cônica e mesmo os implantes cilíndricos, têm uma essencialmente da geometria do implante, que desempenha aqui um papel fundamental, decompondo-as frequentemente nas três componentes (tração, compressão e corte), mesmo quando originadas num único ponto de contacto oclusal (Nicolau, 2007). Quando é aplicada uma carga axial a um implante dentário, que não possui uma secção constante em relação rosca na sua superfície), a distribuição das tensões não será constante, apresentando um padrão com valores progressivamente mais elevados na proximidade do acidente geométrico (fenómeno conhecido por concentração de tensões). Quanto à variação das cargas ao longo do tempo, esta pode ser estática²⁷ ou dinâmica²⁸, o que influencia o comportamento mecânico do corpo, isto é, como ele sofre deformação, resistindo às tensões aplicadas ou fratura. Diversos estudos publicados parecem indicar que cargas dinâmicas excessivas têm um efeito mais prejudicial sobre a osteointegração do que cargas estáticas (Nicolau, 2007).

²⁷**Forças Estáticas:** São constantes durante um determinado período de tempo.

²⁸**Forças Dinâmicas:** Sofrem oscilações na sua intensidade ao longo do tempo.

O estudo do efeito da solicitação sobre o osso é uma das áreas de investigação em biomecânica que procura estabelecer relações entre o comportamento de estruturas e o comportamento de elementos em materiais vivos para explicar a resposta do tecido vivo às forças aplicadas. Na realidade, o estudo do efeito da solicitação sobre o osso não é recente, vindo já desde os trabalhos de Julius Wolff (1892). Segundo a lei de Wolff²⁹, verifica-se uma relação direta entre a direção das tensões principais e a adaptação da estrutura de um tecido vivo, de modo que esta relação pode ser matematicamente previsível. Por conseguinte, a distribuição das trabéculas do osso esponjoso seguindo preferencialmente a direção das tensões principais, pode explicar-se por um mecanismo regulador como a resposta às tensões e deformações a que o osso é sujeito, na tentativa de otimizar as suas propriedades mecânicas. Neste contexto, a orientação preferencial das trabéculas segundo esta direção permite, diminuindo o seu volume, conferir-lhe simultaneamente a máxima resistência com a menor massa possível. O controlo da massa óssea a nível local é regulado, de acordo com a lei de Wolff, por fatores mecânicos (Hansson, 2006), funcionando os osteócitos, células maduras existentes no interior da estrutura óssea, como “mecanossensores” (Burger *et al.*, 1999; Qin *et al.*, 2003).

Segundo a teoria da produção de óxido nítrico (NO) e de prostaglandinas (PG's), a atividade osteoclástica e osteoblástica em diferentes zonas do osso sujeito a carga são reguladas pelos osteócitos, que se comportam como mecanossensores em resposta a tensões mecânicas. Estas células encontram-se no osso, rodeadas por uma fina camada de líquido intersticial que se movimenta das zonas de maior pressão para as de menor pressão quando o osso sofre deformação, originando uma corrente de líquido que exerce uma força em tensão de corte sobre estas células. O aumento gradual das tensões nos osteócitos induz a produção de óxido nítrico (NO), que protege estas células da apoptose, promovendo a retração e libertação de osteoclastos da superfície do osso (Burger *et al.*, 2003; Mullender *et al.*, 2006; Vatsa *et al.*, 2006); e levando também à libertação de prostaglandinas (PG_{E2}, PG_{I2}), sendo que, a ação da prostaglandina E2 (PG_{E2}), influencia diretamente o recrutamento de osteoblastos (Burger e Klein-Nulend, 1999). Assim, nos locais sujeitos a maiores tensões (com valores aumentados de NO e PG_{E2}) ocorre um aumento da atividade osteoblástica e, conseqüentemente, formação de osso. Já nos locais sujeitos a menores tensões (com valores diminuídos de NO) verifica-se um aumento da atividade osteoclástica, com reabsorção de osso. Também o fenómeno de atrofia óssea por desuso pode ser explicado do mesmo modo uma vez que, o osso sujeito a valores demasiado baixos de tensão/deformação (logo

²⁹Lei de Wolff: «Todas as mudanças na forma e na função de um osso, ou só na função são seguidas por alterações definitivas na sua arquitetura interior, e igualmente por alterações secundárias da conformação exterior, de acordo com leis matemáticas» (Wolff, 1988).

com valores baixos de produção de NO pelos osteócitos), responde com ritmos aumentados de reabsorção óssea pela atividade osteoclástica. Em suma, segundo esta teoria os osteoclastos reabsorvem osso na direção de aplicação das forças, seguindo o sentido da corrente intersticial; com o aumento dos níveis de NO produzido pelos osteócitos, que inibe a apoptose e a reabsorção óssea, diminui ou suspende a reabsorção de osso na base do cone de corte, onde as tensões e deformações são mais elevadas. Este cone de corte parece assim estar alinhado com a direção das tensões principais, estando as tensões e deformações diminuídas na ponta do cone, onde o processo de reabsorção decorre, e mais elevadas na base onde há formação de osso (Burger *et al.*, 2003), o que sugere um fator regulador mecânico do processo de osteointegração.

A regulação mecânica do processo de osteointegração também foi sugerida por Frost, apresentando em 1989 a teoria mecanostática³⁰. De acordo com esta teoria, a capacidade mecânica do osso cortical de se adaptar à deformação permite definir quatro zonas distintas:

- 1-Zona aguda de desuso (<50 $\mu\epsilon$);
- 2-Zona de adaptação fisiológica (50-1500 $\mu\epsilon$);
- 3-Zona de sobrecarga³¹ moderada (1500-3000 $\mu\epsilon$);
- 4-Zona de sobrecarga patológica (>3000 $\mu\epsilon$).

Os valores de deformação que ocorrem dentro da zona de adaptação fisiológica (50-1500 $\mu\epsilon$ para o osso cortical) controlam o processo de remodelação óssea pelo equilíbrio entre a reabsorção e a osteogênese, com a substituição de osso danificado por osso novo. No entanto, ciclos de carga repetidos dentro de valores fisiológicos podem originar microdanos por fadiga (Frost, 2004) e estes microdanos, mesmo com valores fisiológicos de deformação, aumentam com ciclos continuados de carga (Robling *et al.*, 2006), fenómeno que está associado a uma diminuição do módulo de elasticidade e da resistência óssea (à medida que as microfissuras se unem para formar microfraturas e eventualmente, fraturas completas). Contudo, os osteócitos conseguem detetar os microdanos causados pelas deformações que estejam abaixo do limiar basal de microdano, na zona de adaptação fisiológica e repará-los nos cones de corte através da remodelação, com a predominância da formação

³⁰**Teoria Mecanostática de Frost:** Esta teoria sugere que a regulação da massa óssea, e por sua vez da resistência do osso à fratura, são efetuados por mecanismos biológicos que funcionam como um mecanostato, mantendo a massa óssea dentro de dois valores máximo e mínimo de deformação. Definiu estes limites para o osso cortical normal entre 50 e 1500 “microstrains” ($\mu\epsilon$), aproximadamente. Para além destes dois valores limiares, os ossos que embriologicamente estão preparados para suportar cargas (de que são exemplo o maxilar e a mandíbula), através da modelação e da remodelação, possuem capacidade de resposta no sentido de aumentar ou diminuir a massa óssea, maximizando assim a resistência à fratura.

³¹**Sobrecarga,** proveniente da palavra inglesa «*overload*», foi definida em implantologia, como uma força oclusal que excede a capacidade de resposta mecânica ou biológica de um implante osteointegrado, levando ao fracasso mecânico do sistema implantar ou da osteointegração (Isidor, 2006). Não existe uma definição de sobrecarga para um implante não osteointegrado (Nicolau, 2007).

sobre a reabsorção óssea. No entanto, se houver uma acumulação de microdanos, com consequente aumento da apoptose dos osteócitos, pode ser ultrapassada a capacidade de reparação óssea por remodelação. Além disso, o aumento da remodelação óssea e das zonas de reabsorção, associados, conduzem à diminuição do módulo de elasticidade, o que permite aumentar ainda mais os níveis de deformação, criando assim, ainda mais danos que podem levar à falência completa do osso por fratura.

O limiar basal de dano ósseo varia consoante a localização. Contudo, é mais elevado no osso esponjoso do que no osso cortical e é sempre inferior ao limiar de sobrecarga patológica (Schaffler *et al.*, 1995; Fazzalari *et al.*, 1998). Para o osso cortical, o limiar basal de microdano está acima do limiar de modelação, ou seja, acima de $1500\mu\epsilon$, na zona de sobrecarga moderada. Quando os valores de deformação excedem este limiar, o processo de modelação óssea é ativado, com formação de osso nestes locais, como por exemplo na cortical óssea marginal em volta de um implante. Por conseguinte, as deformações entre $1500\mu\epsilon$ e $3000\mu\epsilon$, isto é, na zona de sobrecarga moderada, podem aumentar a resistência óssea à fratura por modelação, aumentando a espessura da cortical (Frost, 2004). Por outro lado, quando os valores de deformação estão abaixo do limiar de deformação, na zona aguda por desuso ($<50\mu\epsilon$), o processo de remodelação com maior predominância da reabsorção óssea vai removendo osso trabecular e cortical, diminuindo assim a densidade óssea, o módulo de elasticidade e, por sua vez, a resistência óssea à fratura. Este fenómeno é observado nos implantes dentários quando o osso não está sujeito a deformações suficientemente altas para manterem o processo de remodelação em equilíbrio (pelo valor reduzido de tensões, pelo biomaterial utilizado, ou pelas diferenças nos módulos de elasticidade entre o osso e o implante). Quando os valores de deformação excedem o limiar de sobrecarga patológica, sendo superiores a $3000\mu\epsilon$ para o osso cortical, este sofre reabsorção (apesar do limite de resistência à fratura ser muito mais alto $1 \times 10^4 - 2 \times 10^4 \mu\epsilon$). É o que se verifica frequentemente em implantes sujeitos a carga precoce, nos quais se observa uma perda de osso cortical marginal resultante de valores de deformação na zona de sobrecarga patológica (Nicolau, 2007).

Em suma, segundo a teoria mecanostática de Frost, os valores de deformação máxima para o osso peri-implantar devem estar abaixo do limiar basal de microdano ósseo e acima do limiar de desuso ($>50\mu\epsilon$), ou mesmo do limiar de modelação ($>1500\mu\epsilon$), para que o osso seja reforçado pelo processo de modelação e não reabsorvido pela remodelação. Assim, segundo esta teoria, não é a carga em si que é responsável pela regulação da osteointegração, mas a resposta do osso à sua solicitação, através da deformação (Frost, 2004).

Segundo Schenk e colaboradores (1998), o estímulo mecânico com cargas adequadas durante a fase de cicatrização óssea, ou seja, a carga implantar, é um dos pré-requisitos fundamentais para que ocorra osteointegração dos implantes dentários (Schenk *et al.*, 1998). As forças oclusais, como apresentado anteriormente, afetam a osteointegração através das tensões e deformações desenvolvidas no osso peri implantar. As tensões podem condicionar a manutenção da osteointegração de um implante, influenciando o tecido ósseo positiva ou negativamente (Frost, 2004).

É durante o primeiro ano de função que ocorre a remodelação mais intensa do osso peri implantar, mesmo não levando a perda da osteointegração ou a mobilidade do implante (Nicolau, 2007). De facto, no primeiro ano após a inserção do implante, é comumente aceitável e considerada normal a ocorrência de uma perda de osso marginal até 1,5mm, para a maioria dos implantes (Albrektsson *et al.*, 1986b).

Para evitar valores elevados de tensões e deformações no osso envolvente durante este período de cicatrização, tem sido sugerida a aplicação de cargas progressivas nos implantes (Misch *et al.*, 1999). Num estudo clínico realizado com implantes osteointegrados, Appeltou e colaboradores (2005) demonstraram que os implantes carregados de forma progressiva tinham um aumento gradual da densidade óssea peri implantar e menor perda de osso marginal do que os carregados de forma convencional (Appleton *et al.*, 2005). Diversos outros estudos, tanto animais como clínicos, têm demonstrado que os implantes sujeitos a carga imediata podem osteointegrar desde que as forças aplicadas e os micromovimentos possam ser controlados (Nicolau, 2007). Também Vandamme e colaboradores demonstraram, num estudo animal, que o período de tempo de cicatrização diminui com cargas controladas (Vandamme *et al.*, 2007). Assim, deformações no osso em cicatrização que não excedam o valor correspondente a uma sobrecarga moderada podem favorecer a cicatrização (Nicolau, 2007). No entanto, um osso em cicatrização sujeito a uma carga mais leve pode entrar em sobrecarga ou até mesmo sofrer fratura com mais facilidade do que um osso maduro (Frost, 1992), o que sugere um valor mais baixo da sobrecarga permitido num implante não osteointegrado. Daqui se depreende o perigo das forças não controladas levarem a sobrecarga do osso peri implantar.

Apesar de não existirem índices clínicos relativamente às cargas oclusais indicadas para os diferentes protocolos de carga, verifica-se contudo um consenso sobre os termos que definem o tempo e o tipo de carga (Esposito *et al.*, 2009):

Carga imediata — a restauração é colocada sobre o implante com contactos oclusais com os dentes antagonistas até 1 semana pós-cirurgia;

Carga precoce — a restauração é colocada sobre o implante com contactos oclusais entre 1 semana e 2 meses pós-cirurgia;

Carga diferida — a restauração é colocada num segundo procedimento cirúrgico, sendo a carga convencional 2 meses após a colocação do implante.

1.4. Estabilidade Implantar e Micromovimentos

A existência de estabilidade é outro dos pré-requisitos essenciais para a osteointegração e está intimamente dependente dos micromovimentos na interface osso-implante (Schenk *et al.*, 1998; Nicolau, 2007). No processo de osteointegração podem considerar-se dois tipos de estabilidade: a primária³² e a secundária³³. A inicial, designada por estabilidade primária, corresponde à imobilidade do implante obtida imediatamente após a sua colocação, dependendo sobretudo de fatores mecânicos. Todavia, em termos físicos, sabe-se que a ausência total de movimentos na realidade não ocorre e pode inclusive ser necessário um certo grau de micromovimentos para estimular a regeneração óssea na região peri implantar (Szmukler-Moncler *et al.*, 1998). A estabilidade mais tardia ou secundária refere-se também à ausência de movimentos implantares após o início do processo de osteointegração, sendo portanto mais dependente de fatores biológicos como o ritmo da osteointegração e da remodelação capazes de transformar o osso imaturo num osso lamelar mecanicamente mais resistente às cargas oclusais. Assim, a estabilidade primária advém principalmente do acoplamento mecânico com o osso cortical enquanto a estabilidade secundária oferece estabilidade biológica através da regeneração e remodelação ósseas (Mall *et al.*, 2011). O grau de movimento implantar na estabilidade secundária é igual ou superior àquele obtido na estabilidade primária (Nicolau, 2007). No Gráfico 1 é representada a variação da estabilidade implantar ao longo do tempo.

³²**Estabilidade primária:** é entendida como a ausência de movimento implantar imediatamente após a colocação de um implante (Molly, 2006). Desta estabilidade depende frequentemente a decisão clínica de efetuar ou não carga imediata logo após a cirurgia.

³³**Estabilidade secundária:** refere-se à ausência de movimentos implantares após o processo de osteointegração se ter iniciado e o grau de movimento implantar ser igual ou superior àquele obtido na estabilidade primária (Nicolau, 2007).

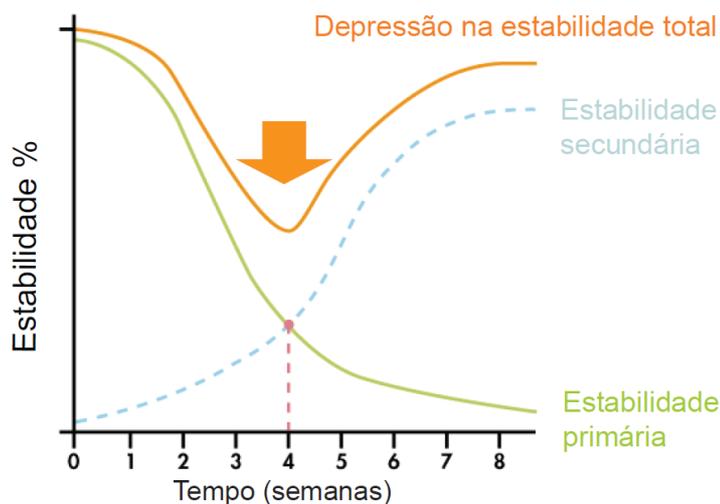


Gráfico I. Variação da estabilidade ao longo do tempo, desde o dia da instalação do implante (estabilidade primária) até à formação de osso novo (estabilidade secundária). [Retirado de Nicolau, 2007]

Quando um implante é instalado, a estabilidade inicial, designada por estabilidade primária, é obtida em função da qualidade e quantidade ósseas, da geometria implantar, da adaptação do implante ao leito implantar e da técnica cirúrgica (Nicolau, 2007). Uma semana após a colocação do implante tem início a fase de remodelação do processo de osteointegração, que responde aos microdanos produzidos durante a preparação cirúrgica originando áreas de reabsorção que criam maior porosidade no osso. Durante este período a estabilidade primária inicial diminui, recuperando-se com a formação de osso novo, quer por modelação quer por remodelação ósseas. Uma boa estabilidade primária leva a uma estabilidade secundária previsível (Atsumi *et al.*, 2007), que tem sido demonstrado aumentar 4 semanas após a colocação do implante (Raghavendra *et al.*, 2005). Este período de transição (com diminuição da estabilidade primária e aumento progressivo da secundária) corresponde a uma depressão na curva de estabilidade total no período mais crítico, entre a segunda e a quarta semanas após a instalação do implante, representado no Gráfico I pela seta laranja, e está dependente do grau de microdano provocado durante a cirurgia implantar, do aporte de células sanguíneas e osteogénicas ao leito implantar, da superfície do implante e do estímulo mecânico da região implantar (Nicolau, 2007). Durante este período é esperada a menor estabilidade implantar, motivo pelo qual o protocolo original de Brånemark (1985) sugeria um período de cicatrização sem carga de 3-6 meses para se atingir a estabilidade adequada antes da carga funcional (Atsumi *et al.*, 2007). Como resultado da osteointegração, a estabilidade mecânica inicial é suplementada e/ou substituída por estabilidade biológica e o nível de estabilidade final para um implante é a soma das duas (Mall *et al.*, 2011).

Contudo, clinicamente é muito difícil distinguir quais os fatores biomecânicos que mais influenciaram a osteointegração de um determinado implante. Parece, no entanto que, dentre os vários fatores que podem levar ao insucesso implantar, as condições anatómicas associadas ao trauma cirúrgico, são os mais importantes para a perda precoce (primária) de um implante, enquanto a quantidade e qualidade ósseas e a sobrecarga (associados a uma reabsorção progressiva do osso cortical marginal) são os fatores mais importantes para a perda tardia (secundária) (Esposito *et al.* 1998a, b). Atsumi e colaboradores (2007) sintetizaram os fatores que influenciam a estabilidade implantar, apresentados na Tabela 1:

Tabela 1. Fatores que influenciam a estabilidade implantar. [Adaptada de Atsumi *et al.*, 2007]

Fatores que influenciam a Estabilidade Primária	Fatores que influenciam a Estabilidade Secundária
Qualidade e quantidade de osso Técnica cirúrgica, incluindo a experiência do implantologista Características do implante (geometria, comprimento, diâmetro, propriedades da superfície, etc.)	Estabilidade primária Modelação e remodelação ósseas Condições da superfície do implante

Para haver sucesso implantar na fase inicial da cicatrização, é imperativo que a estabilidade primária seja mantida ou aumentada até à obtenção de estabilidade secundária, sobretudo em situações biomecânicas mais exigentes (como, por exemplo, nos implantes sujeitos a carga imediata ou precoce). Neste sentido, as propriedades da superfície do implante, sobretudo no que diz respeito à sua composição e rugosidade, têm um papel preponderante no processo de osteointegração, levando ao aumento da resposta tecidual e eliminando ou reduzindo o período de menor estabilidade (Nicolau, 2007). Num estudo clínico de Glauser e colaboradores (2001) comparativo entre a estabilidade de implantes com superfície maquinada ou oxidada sujeitos a carga imediata na região maxilar posterior, que revelou que os primeiros perdiam a estabilidade implantar durante os primeiros 3 meses enquanto os últimos a mantinham em igual período (Nicolau, 2007). Assim, a composição química da superfície do implante condiciona o ritmo e a extensão da osteointegração, na medida em que influencia as propriedades hidrofílicas, importantes para a fixação de proteínas e osteoblastos. Superfícies mais hidrofílicas interagem mais facilmente com os fluidos orgânicos, as células sanguíneas e os tecidos peri implantares. Diversos métodos têm sido desenvolvidos no sentido de maximizar o potencial da utilização de materiais de revestimento como, por exemplo, através da utilização de proteínas ósseas morfogénicas³⁴ ou de uma camada de material

³⁴Proteínas Ósseas Morfogénicas — Bone Morphogenetic Proteins (BMP)

bioativo (fosfato de cálcio, na forma de hidroxiapatite, por exemplo) com capacidades osteocondutoras (Guerra *et al.*, 2003). Além de permitirem incrementar a osteointegração, os materiais de revestimento possibilitam ainda obter superfícies mais rugosas e com diferentes padrões de rugosidade. Segundo Buser, implantes de superfície rugosa são mais favoráveis, permitindo uma maior área de fixação ao osso peri implantar e, conseqüentemente, uma maior estabilidade biomecânica (Buser *et al.*, 2004). Numa metanálise, Cochran (1999) conclui que a taxa de sucesso para implantes de superfície rugosa era superior no maxilar do que na mandíbula, sugerindo que, em osso de pior qualidade, a superfície rugosa pode ser uma vantagem. Em suma, uma superfície rugosa parece potencializar a osteointegração e a fixação biomecânica (Cochran *et al.*, 1999). Quanto ao grau de rugosidade ideal: as macrorrugosidades³⁵ favorecem a interligação mecânica entre osso e implante; as microrrugosidades³⁶ favorecem a osteointegração, sobretudo em regiões de pouca quantidade e pior qualidade ósseas (tipo III e IV); já as nanorugosidades³⁷ condicionam o ritmo da osteointegração pela adsorção de proteínas e adesão de células ósseas à superfície do implante.

Outro pré-requisito fundamental para que ocorra osteointegração é o ajuste preciso entre o implante e o leito implantar ósseo (Schenk *et al.*, 1998). Esta adaptação permite a obtenção da estabilidade mecânica necessária para resistir aos micromovimentos prejudiciais à obtenção de uma interface osso-implante e à osteointegração (Nicolau, 2007). Contudo, no que diz respeito a este ajuste inicial, o contacto direto preciso tridimensionalmente da superfície do implante com o osso circundante do leito ósseo não existe (Albrektsson *et al.*, 1993). Ocorrem micro ou macro fendas e lacunas na interface osso-implante (Brånemark *et al.*, 1985), o que pode levar a micromovimentos dos implantes dentários, traduzindo-se num estímulo mecânico com cargas potencialmente inadequadas ou mesmo nocivas durante a fase de cicatrização ao nível do tecido ósseo.

Quando um implante é instalado, a estabilidade mecânica primária dependerá, *ad initium*, não só desta adaptação do implante ao leito implantar, mas também da quantidade de osso cortical disponível para fixar o implante e da qualidade de osso trabecular na região peri implantar. Assim, esta estabilidade inicial é facilmente conseguida quando existe uma quantidade³⁸ e qualidade³⁹ de osso suficientes na margem cortical e apical do

³⁵**Macrorrugosidades** (>10µm): estão diretamente relacionadas com a geometria das espiras implantares e a macroporosidade.

³⁶**Microrrugosidades** (1-10µm): estão diretamente relacionadas com a interligação mecânica osso-implante.

³⁷**Nanorugosidades** (<1µm): estão diretamente relacionadas com a adsorção de proteínas e a adesão de osteoblastos à superfície do implante.

³⁸**Quantidade de osso** diz respeito à massa óssea existente.

implante, isto é, quando a espessura da cortical óssea, em conjunto com uma quantidade suficiente de trabéculas ósseas no osso esponjoso, são suficientes para estabilizar o implante (Nicolau, 2007).

A quantidade de osso disponível para estabilizar o implante influencia os micromovimentos implantares, e está dependente da região para colocação do implante (anterior/posterior e maxilar ou mandíbula), da existência de estruturas anatómicas importantes (como o seio maxilar, por exemplo, ou a emergência do nervo mentoniano) e do grau de reabsorção dos rebordos alveolares.

A quantidade de osso condiciona sobretudo a escolha do diâmetro e comprimento do implante utilizado. De facto, a geometria do implante utilizado, especificamente no que se relaciona com o comprimento, diâmetro e forma, também afeta o grau de micromovimentos implantares. Implantes de maior comprimento, regra geral, têm taxas de sobrevivência superiores, pela sua maior área de superfície em contacto com o osso para distribuição das cargas oclusais, tendo sido sugerido que estes têm uma estabilidade primária superior às cargas laterais (Chun *et al.*, 2002). Apesar de muitos estudos sugerirem que são necessários implantes com mais de 10 mm para assegurar uma taxa de sucesso elevada (Tarnow *et al.*, 1997; Horiuchi *et al.*, 2000), parece não haver vantagem, para a dissipação das tensões no osso peri-implantar, em aumentar o comprimento dos implantes para além de 10 mm (Nicolau, 2007). Nicolau refere ainda um estudo de Renouard e Nisand (2006), segundo o qual, as taxas de sobrevivência podem ser semelhantes mesmo quando se utilizam implantes mais curtos ($\leq 8\text{mm}$) ou de maior diâmetro ($\geq 4,5\text{mm}$), quando cumpridos os critérios cirúrgicos e respeitadas as indicações clínicas para a colocação destes. Também Caramês (2001) concluiu num estudo animal que, para implantes com uma área de superfície semelhante, aqueles com maior comprimento e menor diâmetro apresentam taxas de sobrevivência superiores aos de maior diâmetro e menor comprimento.

Assim sendo, apesar de implantes de maior diâmetro, além de melhores perfis de emergência para a futura reabilitação, permitirem um aumento da superfície, levando a uma maior área para dissipação das tensões, dada a sua maior rigidez (cerca de 5 a 10 vezes superior ao dente natural), podem conduzir a valores de deformação no osso peri-implantar abaixo de limiar de desuso ($50\mu\epsilon$), e consequentemente a um aumento da reabsorção óssea (Misch e Bidez, 2005a). Deste modo, a determinação dos valores ideais de comprimento e

³⁹**Qualidade óssea** é a propriedade biomecânica que lhe confere resistência à fratura, particularmente, em implantologia, à microfratura. Compreende ainda todos os fatores que condicionam as propriedades mecânicas do osso relativamente à sua massa óssea, podendo ser caracterizada por estas propriedades, juntamente com a densidade óssea (Hernandez e Keavney, 2006).

diâmetro para maximizar a estabilidade dos implantes mantendo o grau de micromovimentos dentro de níveis favorecedores ao processo de osteointegração, permanecem um desafio ainda por determinar. Quanto à forma do implante, este é outro fator coadjuvante à obtenção de uma maior estabilidade primária.

O aumento da área de superfície de contacto entre o implante e o osso peri-implantar, quer com espiras e sulcos longitudinais ou circulares permite, de facto, aumentar a estabilidade inicial, diminuindo a amplitude dos micromovimentos. A forma ideal de um implante não foi ainda definida, contudo, segundo Nicolau (2007), deveria: permitir uma estabilidade primária mais elevada (para reduzir os micromovimentos durante a fase de cicatrização); diminuir os efeitos das tensões na interface implante-osso; e manter os valores de deformação nos níveis de adaptação fisiológica. Estes três requisitos estão dependentes, para além da qualidade óssea e da técnica cirúrgica, da própria geometria do implante, sobretudo no que respeita às espiras e ao colo implantar.

O número e profundidade das espiras, bem como o ângulo formado entre elas, também parecem ser um fator importante para aumentar a resistência da interface osso-implante (Nicolau, 2007). Mesmo a distância entre as espiras e a sua forma, condicionam a concentração das tensões sobre o osso (Misch e Bidez, 2005a), contudo, a forma das espiras parece ter mais influência sobre a distribuição das tensões no osso trabecular do que no cortical (Nicolau, 2007).

Quanto ao colo implantar, este pode ter diferentes comprimentos e formas, sendo polido na maioria dos sistemas. Quando colocado em contacto com o osso cortical transmite as tensões em corte, as mais prejudiciais ao processo de osteointegração. Deste modo, ainda que a osteointegração se tenha verificado nesta zona numa fase inicial, as tensões transmitidas ao osso peri implantar facilmente constituem uma sobrecarga quando o implante é sujeito a força oclusais (Misch *et al.*, 2005b), levando à perda de osso na região do colo polido do implante. A reabsorção normalmente estabiliza ao nível da primeira espira, uma vez que a este nível, a componente das tensões em corte é transformada numa componente de tensões em compressão, menos prejudiciais à osteointegração. Alguns sistemas de implantes têm procurado diminuir ou mesmo eliminar o colo polido, tendo espiras até à plataforma implantar. Um estudo com um implante de colo cónico com microespiras até à plataforma implantar (e rugosidades provocadas por jatos de dióxido de titânio), demonstrou ser mais eficiente na preservação do osso cortical marginal (Palmer *et al.*, 2000).

Quanto à qualidade do osso, esta pode ser influenciada por diversos fatores além da densidade óssea, sendo os mais relevantes para a definir a resistência mecânica à fratura e o módulo de elasticidade (Nicolau, 2007). Quanto maior a densidade óssea, maior é o módulo de elasticidade, e conseqüentemente maior é a rigidez do tecido. Assim sendo, a diferença entre as deformações que ocorrem no sistema [osso-implante] serão menores, isto é, quanto mais próximos estiverem os módulos de elasticidade do implante e do osso envolvente, menor será o movimento relativo de um em relação ao outro na interface (Nicolau, 2007). Deste modo, quando o sistema [osso-implante] é sujeito a tensões de baixa intensidade, é previsível que o osso se mantenha em contacto com a superfície do implante, contudo, uma vez que o osso cortical é cerca de cinco vezes mais flexível do que o titânio, à medida que a tensão aumenta, aumenta a diferença na rigidez de cada um destes materiais, levando a um aumento dos micromovimentos.

Os exames auxiliares de diagnóstico mais indicados para avaliar a densidade óssea são as tomografias computadorizadas (vulgarmente conhecidas pela sigla TAC). Nestas, cada imagem obtida em corte contém centenas de milhares de pixels em que, cada pixel⁴⁰ é representado por uma Unidade de Hounsfield (UH) correspondente, relativa à densidade do tecido. Esta unidade usada em tomodensitometria varia numa escala que vai de -1000 (para o ar) a +1000 (para o osso denso). Assim, quanto mais elevadas as unidades de Hounsfield, mais denso é este tecido. Uma classificação para a qualidade de osso proposta por Misch (1988) estava relacionada com estas unidades:

- D1 - Osso cortical denso (>1250 UH);
- D2 - Osso cortical denso a poroso a envolver osso trabecular denso (850-1250 UH);
- D3 - Osso cortical poroso numa camada fina a envolver osso trabecular fino (350-850 UH);
- D4 - Osso trabecular fino de baixa densidade com uma cortical muito fina ou inexistente (150-350 UH);
- D5 - (<150 UH).

Contudo, as tomografias computadorizadas, quer pelo seu custo considerável, quer pelos elevados níveis de radiação ionizante envolvidos, continuam a não ser o exame auxiliar de diagnóstico mais requisitado, sendo as radiografias intraorais periapicais, bem como as ortopantomografias, as mais utilizadas clinicamente. No entanto, estes exames, devido à sobreposição das tábuas compactas do osso cortical sobre as trabéculas do osso esponjoso, não são os mais indicados para avaliar a densidade óssea.

⁴⁰Pixel é considerada a unidade de medida de um quadrado elementar.

Atualmente, pela sua simplicidade, a classificação para a qualidade óssea mais usada clinicamente é a de Lekholm e Zarb (1985). É baseada também na aparência radiográfica, avaliada através de uma ortopantomografia e/ou de uma telerradiografia de perfil da face, e na percepção clínica do implantologista durante a preparação do leito implantar, pela resistência do osso à trepanação. Esta classificação, ilustrada na Figura 4, contempla quatro categorias:

Tipo I – Osso homogêneo e compacto;

Tipo II – Osso cortical espesso que envolve um núcleo de osso trabecular denso;

Tipo III – Osso cortical fino que envolve um núcleo de osso trabecular denso e de resistência mecânica à fratura favorável;

Tipo IV – Osso cortical fino que envolve um núcleo de osso trabecular de baixa densidade e de resistência mecânica à fratura desfavorável.



Figura 4. Classificação para a qualidade óssea de acordo com Lekholm e Zarb (1985). [Retirado de <<http://www.neodent.com.br/produtos/implantes/>>]

Apesar de pretender ser uma classificação mais completa, porque para além da densidade do osso na região implantar avaliada radiograficamente, tenta contemplar também a qualidade óssea através da percepção do cirurgião na resistência à trepanação (avaliando a estrutura relativa entre osso cortical compacto e trabecular esponjoso), é todavia, muito subjetiva pela dependência do operador. Alguns estudos têm sido efetuados no sentido de perceber qual a localização e frequência da distribuição dos diferentes tipos de osso, de acordo com esta classificação, no maxilar e na mandíbula. Watzek (2004), num estudo em septuagenários, verificou que o osso do tipo I e II era praticamente inexistente na maxila, sendo frequente na mandíbula em todas as regiões (o osso do tipo II em muito maior número), predominantemente no sexo masculino. O osso do tipo III encontrava-se em ambos os maxilares, em todas as regiões, com maior frequência nos sextantes anteriores, e sobretudo no sexo feminino. Já o osso do tipo IV podia encontrar-se na região posterior de ambos os maxilares, com muito menor incidência na região molar mandibular. Deste estudo concluiu-se que era muito provável encontrar no maxilar um osso com uma cortical muito fina a envolver um osso trabecular de baixa densidade sobretudo na região molar

(do tipo III e IV), enquanto na mandíbula, também na região molar, era frequente um osso cortical fino (do tipo III), mas quase inexistente o do tipo IV (Watzek, 2004).

Num outro estudo, Clelland e colaboradores (1993), verificaram que enquanto num osso do tipo IV a concentração das tensões e deformações máximas ocorreu na zona apical do implante, num osso não homogêneo com uma cortical de espessura variável em torno de um núcleo de osso esponjoso trabecular esta concentração ocorreu no osso cortical marginal, verificando-se uma diminuição considerável das tensões com o aumento da espessura. Do ponto de vista biomecânico, este fenómeno sugere que um implante pode ser praticamente suportado pelo osso cortical, desde que este tenha espessura suficiente (Nicolau, 2007). Assim sendo, a espessura do osso cortical seria fundamental na influência sobre o grau de micromovimentos de um implante endósseo.

Em suma, a existência de estabilidade primária é um pré-requisito essencial para a osteointegração e está intimamente dependente dos micromovimentos na interface osso-implante. O ajuste preciso entre o implante e o leito implantar, permite a obtenção da estabilidade mecânica necessária para resistir aos micromovimentos prejudiciais à obtenção de uma interface osso-implante e à osteointegração. O estímulo mecânico com cargas adequadas durante a fase de cicatrização é outro dos pré-requisitos fundamentais para que ocorra osteointegração dos implantes dentários. A estabilidade secundária decorre após o processo de osteointegração se ter iniciado e é conduzida sobretudo por fatores biológicos, como o ritmo de osteointegração e de remodelação capazes de transformar um osso imaturo num osso lamelar mecanicamente mais forte e capaz de resistir às cargas oclusais, sendo o grau de movimento implantar igual ou superior àquele obtido na estabilidade primária. A regulação do processo de remodelação óssea até à osteointegração implantar é assim dirigida por princípios mecânicos que condicionam os fenómenos biológicos, determinando a formação de osso de acordo com a capacidade deste para responder às relações das deformações originadas pelas tensões, tendo em consideração as propriedades dos materiais que constituem o implante e o osso onde este é inserido.

As investigações laboratoriais existentes na literatura, apesar de não determinarem quais os fatores mais relevantes responsáveis pelo sucesso implantar, sugerem que a osteointegração não é comprometida, desde que seja obtida a estabilidade primária e os micromovimentos ao nível da interface osso-implante sejam mantidos entre valores suficientes para estimular a formação de osso novo, por um lado, e que não sejam excessivos para levar a um encapsulamento fibroso do implante, por outro (Nicolau, 2007).

Os micromovimentos, quando excessivos, podem assim ter um efeito destrutivo sobre células ósseas da interface osso-implante, levando ao seu destacamento da superfície do implante (Meyer *et al.*, 2003). Contudo, um certo grau de micromovimentos pode ter um efeito positivo sobre as células ósseas e componentes extracelulares da região peri implantar, pela estimulação do processo de remodelação e regeneração, se ocorrer dentro de valores de deformação das células ósseas que mantenham o equilíbrio dos processos de remodelação e reabsorção (Szmukler-Moncler *et al.*, 1998; Meyer *et al.*, 2003). Segundo alguns autores, estes valores devem estar entre 50-150 μ m para implantes de superfícies bioinertes (Szmukler-Moncler *et al.*, 1998), ou até 100 μ m para implantes de superfícies maquinadas (Brunski, 1993), o que significa que a tolerância aos micromovimentos pode depender da superfície do implante, como foi sugerido por Szmukler-Moncler *et al.* (1998).

2. Métodos para a avaliação da Osteointegração e da Estabilidade Implantar

A estabilidade implantar é um requisito necessário para a osteointegração (Zarb *et al.*, 1991). A osteointegração é também uma medida da estabilidade implantar (Atsumi *et al.*, 2007; Mall *et al.*, 2011). É, portanto, de suma importância a possibilidade de quantificar a estabilidade implantar em diversos momentos ao longo do tempo e prever o prognóstico dos implantes a longo-prazo, baseado na medição da estabilidade implantar (Atsumi *et al.*, 2007; Raghavendra *et al.*, 2005).

A estabilidade primária sempre foi considerada um pré-requisito fundamental para a osteointegração (Degidi *et al.*, 2010), desempenhando um papel essencial no sucesso desta (Nicolau, 2007; Mall *et al.*, 2011). De facto, o desenvolvimento de uma boa interface osso-implante é uma das condições primordiais para o sucesso implantar. Nesta medida, perante uma estabilidade primária elevada, resultante de uma boa interface osso-implante, é possível prever que esta interface tenha as condições mecânicas necessárias para que a osteointegração decorra normalmente (Nicolau, 2007). A estabilidade primária é ainda mais importante quando os clínicos pretendem utilizar protocolos de carga imediata (Nicolau, 2007; Degidi *et al.*, 2010). A fiabilidade desta técnica tem sido demonstrada por diversos estudos, contudo a rigidez do sistema [coroa-implante-osso] deve ser assegurada para proporcionar um bom resultado (Degidi *et al.*, 2010). Ivanoff e colaboradores (1996), num estudo experimental em coelhos sobre a influência da mobilidade inicial na osteointegração de implantes de titânio, em que inseriram implantes de titânio para que um grupo tivesse estabilidade primária, outro grupo mostrasse mobilidade rotacional e num terceiro grupo, os implantes fossem totalmente móveis, concluíram que a alta estabilidade primária reduz o risco de micromovimentos e de respostas adversas dos tecidos, tais como a formação de tecido fibroso na interface osso-implante durante a cicatrização e carga.

A estabilidade implantar é assim, enquanto medida da imobilidade clínica de um implante, um indicador indireto da osteointegração (Atsumi *et al.*, 2007; Brunski *et al.*, 1992). A medição objetiva da estabilidade do implante é então uma ferramenta valiosa para o sucesso implantar, permitindo alcançar consistentemente bons resultados. Segundo Mall e colaboradores, estes resultados são influenciados por (Mall *et al.*, 2011):

1. Decisão acertada sobre quando efetuar carga — A medição objetiva da estabilidade do implante pode ser extremamente útil quando o implantologista toma uma decisão sobre efetuar carga imediata, carga precoce ou carga diferida. Por exemplo, um grau específico de estabilidade implantar (>65 ISQ⁴¹) pode servir como um critério de inclusão para carga imediata. Por conseguinte, é incentivada uma utilização mais sistemática de medidas objetivas para evitar erros ao usar um protocolo de carga imediata com base na percepção subjetiva do implantologista, pois a precisão da previsão de estabilidade primária não é suficiente (Degidi *et al.*, 2010).
2. Escolha do protocolo de carga mais adequado para cada implante individualmente — Com a medição objetiva da estabilidade de cada implante, o implantologista pode tomar decisões bem informadas sobre as opções de carregamento para cada caso. Noutras palavras, quando as medições de estabilidade implantar são demasiado baixas, inferiores a 50 ISQ, indicam que a carga imediata poderá prejudicar o resultado do tratamento, pelo que o implantologista poderia optar por aplicar um protocolo de carga em duas fases (Moy, 2009). Por outro lado, em casos onde são registadas medições de estabilidade implantar elevadas, superiores a 65 ISQ, o implante poderia ser imediatamente carregado (Moy, 2009).
3. Situações em que é melhor remover de carga — A decisão sobre remover de carga um determinado implante também pode ser tomada com base na medição objetiva da estabilidade implantar. Sennerby e Meredith (2008) salientam que valores baixos de estabilidade medidos ao substituir uma prótese provisória sujeita a carga imediata por uma prótese definitiva, podem ser indicativos de sobrecarga e insucesso em curso. Para evitar perda de implantes, estes autores sugerem que os implantologistas devem considerar remover de carga, ou mesmo colocar implantes adicionais e esperar até que os valores de estabilidade aumentem, antes de carregar a prótese permanente (Sennerby e Meredith, 2008).

⁴¹ISQ ou *Implant Stability Quotient* é uma escala que indica o nível de estabilidade de implantes dentários. A escala varia de 1 a 100 e é medido usando o método de RFA para medição da estabilidade implantar.

4. Favorece uma boa comunicação e uma maior confiança — As medições da estabilidade implantar também podem ajudar a melhorar a comunicação com os pacientes, podendo induzir nestes uma maior confiança no plano de tratamento. Quando o implantologista se refere a valores mensuráveis como a base para a tomada de decisões acerca das opções de tratamento (em vez de julgamentos empíricos e subjetivos baseados na percepção clínica), torna-se mais fácil de explicá-las ao paciente e de obter deste uma adesão ao tratamento aconselhado.

5. Documentação do processo — As medições objetivas da estabilidade implantar permitem uma melhor documentação dos resultados clínicos referentes às reabilitações com implantes, o que pode ser utilizado para monitorizar a evolução da sobrevivência implantar ao longo do tempo. Estas medições podem assim revelar-se extremamente úteis em caso de necessidade, numa fase posterior, se surgir algum problema (Mall *et al.*, 2011).

Historicamente, o *gold standard* utilizado para determinar o estado da interface osso-implante, e por conseguinte a estabilidade implantar, é a análise microscópica e histológica ou histomorfometria (Atsumi *et al.*, 2007; Mall *et al.*, 2011). No entanto, por este ser um método invasivo e devido às questões éticas relacionadas, não é viável na prática clínica corrente. Diversos outros métodos têm sido propostos ao longo dos anos, desde métodos clínicos e não clínicos, teóricos e experimentais. Contudo, nenhuma avaliação direta da interface osso-implante pode ser efetuada por métodos clínicos (Nicolau, 2007). Já por métodos experimentais é possível avaliar as propriedades desta interface, tanto em modelos animais, como em humanos *ex-vivos* e *in vitro* (Nicolau, 2007). Existem também métodos teóricos que permitem simular o complexo sistema [osso-implante] e dessa forma avaliar a estabilidade, sobretudo no que concerne à resposta do osso peri-implantar ao carregamento oclusal, muito útil nos protocolos de carga imediata e precoce (Nicolau, 2007).

Um método de teste amplamente utilizado e eficaz para a análise estrutural em engenharia e também aplicado na área da saúde, particularmente em medicina dentária, que permite a quantificação da osteointegração e da estabilidade implantar é a Análise Modal ou Análise de Vibração (Atsumi *et al.*, 2007). A Análise Modal ou Análise de Vibração mede a frequência natural ou o sinal de deslocamento de um sistema de ressonância que é iniciado por ondas externas de estado estacionário ou por uma força de impulso temporário/transitório. A análise modal pode ser executada em dois modelos (Mall *et al.*, 2011):

- Análise Modal ou Análise de Vibração Teórica; e
- Análise Modal ou Análise de Vibração Experimental ou Dinâmica.

Um exemplo de Análise Modal Teórica, simulada por computador, é o Método de Elementos Finitos (MEF) a Duas ou Três-Dimensões. A Análise Modal Teórica, como o MEF, pode ser útil para investigar as características vibratórias de objetos difíceis de excitar devido ao efeito de “atenuação” das condições de fronteira⁴². Um bom exemplo disso é o do ligamento periodontal (LPD) num modelo *in vivo*. Ao alterar as condições de fronteira, tais como o nível do osso, o MEF pode, teoricamente, ser usado para calcular a tensão e deformação esperadas em vários níveis de osso peri-implantar simulados.

A Análise Modal Experimental ou Dinâmica, por outro lado, mede as mudanças estruturais e características dinâmicas de um sistema (como, por exemplo, a frequência natural característica, modo característico e atenuação), excitado num modelo *in vitro* através de um pêndulo ou de um martelo, para testar a vibração. Esta abordagem *in vitro* permite uma avaliação mais confiável de um objeto do que uma análise modal teórica. Esta análise tem sido aplicada em medicina dentária para quantificar o grau de osteointegração e a estabilidade implantar. A análise de frequência e a análise da impedância mecânica podem ser usadas para a detecção de ondas de resposta em análise modal. Combinando os métodos de vibração e de detecção de resposta, podem ser realizados diversos tipos de análise de vibração, cujos exemplos serão abordados adiante nos métodos clínicos. Algumas técnicas derivadas desses conceitos teóricos estão a ser testadas para uso na avaliação da mobilidade do implante (Atsumi *et al.*, 2007).

A Tabela 2 resume alguns dos métodos atualmente disponíveis para a avaliação objetiva da estabilidade implantar nos períodos de tempo pré, intra e pós-cirúrgico.

⁴²Condições de fronteira: condições que determinam as restrições ao movimento do sistema.

Tabela 2. Métodos atualmente disponíveis para avaliar a estabilidade implantar e períodos de utilização para cada método. [Adaptada de Atsumi *et al.*, 2007]

MÉTODO	Período de aplicação			Invasivo vs Não invasivo	Objetividade
	Pré-cirúrgico	Intra-cirúrgico	Pós-cirúrgico		
MÉTODOS NÃO CLÍNICOS					
Histomorfometria	+	+	+	x	+++
Torque de Desinserção	x	x	++	x	++
Análise Modal ou Análise de Vibração Teórica					
Método dos Elementos Finitos	++	++	++	+++	++?
MÉTODOS CLÍNICOS					
Mobilidade direta do implante	x	+	+	+	+
Análise Radiográfica	++	++	++	++	x
Resistência ao Corte	x	+++	x	+	++
Torque de Inserção	x	++	x	+	++
Percepção do implantologista	x	++	x	+	++
Análise Modal ou Análise de Vibração Experimental					
Teste de Percussão	x	++	++	+	+
Método do Impacto do Martelo					
I. Periotest [®]	x	++	++	++	+?
II. Dental Mobility Checker [®]	x	++	++	++	+?
Análise Frequência Ressonância					
III. Osstell [®]	x	+++	+++	+++	++?
IV. Implomate [®]	x	+++	+++	+++	++?
Outros					
V. Onda oscilatória pulsada	x	+	+	+	+?
VI. Implatest [®]	x	+	+	+	+?

[+++] Método com fiabilidade elevada; [++] Método com fiabilidade relativa; [+] Método com fiabilidade dúbia; [x] Aplicação impossível; [?] Carece de mais informação.

2.1. MÉTODOS NÃO CLÍNICOS

a) Histomorfometria

O *gold standard* para avaliar a interface osso-implante, como se referiu anteriormente, é portanto através da histomorfometria. Este método consiste na utilização de técnicas histológicas para a observação direta da interface osso-implante através de microscopia ótica. É assim um método com elevada fiabilidade no que respeita à objetividade (Tabela 2), permitindo quantificar a percentagem de contacto ósseo, a área total de contacto, a perda óssea e o número de células ósseas presentes na interface osso-implante. Apesar de poder ser executada em qualquer período (pré, intra ou pós cirúrgico), a sua aplicação clínica não é obviamente exequível dada a necessidade de serem colhidas amostras. Esta técnica requer ainda que as amostras possuam uma espessura muito fina (na ordem dos 10 μ m), sendo fundamental que os cortes não danifiquem a superfície de contacto osso-implante (Donath e Breuner., 1982). Esta é uma das principais exigências deste método, à qual acrescem as dificuldades inerentes ao processamento das amostras, devido às diferenças físicas entre o titânio e os tecidos peri-implantares (Donath e Breuner., 1982). Contudo, esta técnica continua a ser muito utilizada em estudos de investigação, sobretudo em modelos animais, dado que é o método existente com maior fiabilidade no que diz respeito à objetividade (Tabela 2).

b) Torque de Desinserção

O Teste do Torque de Desinserção (TTD), proposto por Roberts e colaboradores (1984) e desenvolvido por Johansson e Albrektsson (1987-1991), consiste na medição do torque reverso necessário para remover um implante osteointegrado. O TTD mede assim o limiar de torque "crítico" em que a interface osso-implante (BIC)⁴³ é destruída, fornecendo informação, indiretamente, sobre o grau de BIC num dado implante. Este teste pode ser realizado através de um micromotor, em que a força de torção é controlada eletronicamente, ou por meio de uma chave de torque manual, num movimento de torção repentino. A avaliação da interface osso-implante através do método do torque de desinserção é muito utilizada em estudos com modelos animais (Johansson *et al.*, 1991) e *ex-vivos* (Akkocaoglu *et al.*, 2005). Johansson e Albrektsson publicaram um estudo em 1991, no qual aplicaram um torque de desinserção para remover implantes colocados em tíbias de coelhos 1,3,6 e 12 meses pós-cirurgia. O valor do torque de desinserção (VTD) e a avaliação por histomorfometria mostraram que, com períodos de

⁴³BIC — Bone Implant Contact

cicatrização mais longos poderiam ser alcançadas interfaces osso-implante com maiores percentagens de BIC. Diversos autores verificaram uma correlação entre o VTD e a percentagem de BIC calculada por histomorfometria (Johansson *et al.*, 1991b; Sennerby *et al.*, 1992). Observações similares a nível histológico foram observadas noutros estudos animais (Atsumi *et al.*, 2007). Num estudo em humanos com 404 implantes clinicamente osteointegrados, Sullivan e colaboradores (1996) relataram que o VTD varia entre 45-48Ncm. Estes autores foram mais além, sugerindo que o VTD poderia ser utilizado para medição indireta do BIC ou como medida clínica da osteointegração, especulando que qualquer VTD superior a 20Ncm seria aceitável como um critério para uma osteointegração bem sucedida, uma vez que com aquele valor de torque de desinserção não conseguiu remover nenhum dos implantes do seu estudo durante a conexão do pilar. Sullivan e colaboradores propuseram mesmo o TTD como um método clínico confiável de auxílio ao diagnóstico para verificação da osteointegração, limitando o VTD a 20Ncm, em que os implantes osteointegrados resistiriam sem “rodarem” (ao contrário dos encapsulados que, ao rodarem no sentido inverso, seriam considerados implantes fracassados e então removidos). Contudo, a osteointegração nestas condições pode evoluir favoravelmente havendo um período de tempo de cicatrização mais longo que assim o permita, sem a necessidade de se perder o implante (Nicolau, 2007). Tal fenómeno é sugerido na literatura com os implantes que “rodam” (*spinners*) aquando da remoção da tampa ou do pilar de cicatrização sem sinais de infeção, e que devem ser novamente enroscados para obter estabilidade e poderem osteointegrar (Rocuzzo *et al.*, 2001).

No entanto, o VTD só pode fornecer informações como resultado de “tudo ou nada”, isto é, osteointegrado ou fracasso; não é possível quantificar o grau de osteointegração (Atsumi *et al.*, 2007). Mais ainda, este teste está intimamente dependente da superfície de contacto do implante e, conseqüentemente, da geometria implantar. Assim, um implante de menor diâmetro ou comprimento terá necessariamente um torque de desinserção menor. Mais ainda, o limite do limiar do torque de desinserção varia entre pacientes, dependendo também do material do implante e da qualidade e quantidade ósseas (Atsumi *et al.*, 2007; Mall *et al.*, 2011). Por exemplo, o limiar do VTD pode ser inferior num osso Tipo IV do que num osso mais denso. Assim, sujeitando os implantes colocados neste tipo de osso a um VTD de 20Ncm pode resultar numa destruição da interface osso-implante e causar falha do implante. É imperativo ter presente que o TTD avalia apenas se a interface osso-implante resiste ao torque reverso aplicado, não considerando diferentes percentagens de BIC, pelo que a informação obtida é relativamente pobre (Albrektsson *et al.*, 1993).

Por fim, também a medição da mobilidade lateral é mais útil do que a medição da mobilidade de rotação como um indicador de um resultado de sucesso da osteointegração (Mall *et al.*, 2011). Um implante com mobilidade rotacional pode ser lateralmente estável e o TTD falhar na medição, ou ter em conta a mobilidade lateral (Mall *et al.*, 2011). Assim, o TTD tem sido vastamente criticado (Atsumi *et al.*, 2007; Nicolau, 2007), não devendo ser utilizado clinicamente por ser destrutivo (Tabela 2), e mesmo porque o valor limiar de 20Ncm de torque de desinserção como indicador de uma osteointegração de sucesso carece ainda de evidência científica de suporte. Contudo, este método continua a ser muito utilizado, sobretudo em ensaios experimentais animais e *ex-vivos*.

c) Método dos Elementos Finitos (MEF)

O Método dos Elementos Finitos (MEF) é, como referido anteriormente, um exemplo de Análise Modal ou Análise de Vibração Teórica simulada por computador. Permite a resolução de problemas mecânicos complexos subdividindo-os em elementos de forma geométrica pré-determinada de resolução mais simples (recorrendo à aproximação local e a estratégias de montagem, ou “assemblagem”) e resolve então estes últimos, combinando-os depois matematicamente de modo a chegar à solução para o conjunto. Foi assim desenvolvido matematicamente, utilizando as propriedades biomecânicas conhecidas de estruturas de interesse (como, por exemplo, o módulo de Young (Pa), o coeficiente de Poisson, e a densidade (g/cm^3)). Inicialmente ligado à resolução de problemas de elasticidade foi amplamente desenvolvido nas décadas de sessenta e setenta como técnica numérica geral, com aplicações em muitas áreas da ciência e tecnologia. Ainda nos anos 70’ começou a ser utilizado em Medicina Dentária em substituição dos modelos foto-elásticos.

A primeira referência na literatura da utilização do MEF em implantologia data de 1976, num trabalho de Weinstein e colaboradores. Desde então, muitos estudos têm sido realizados nesta área. De facto, ao longo das duas últimas décadas, tem sido um método cada vez mais utilizado em implantologia para prever a distribuição de tensões no implante e no osso envolvente, permitindo calcular deformações e deslocamentos no interior do complexo sistema biomecânico do implante e osso peri-implantar, possibilitando ainda prever a distribuição de tensões, e assim avaliar a estabilidade implantar (Nicolau, 2007). Se bem que, inicialmente, se recorria sobretudo a modelos bidimensionais (2D), na última década, graças aos programas de aquisição de imagens a Três-Dimensões (a partir de uma tomografia computadorizada (TC) ou de uma ressonância magnética nuclear (RMN)) e ao desenvolvimento dos meios informáticos (nomeadamente a capacidade de cálculo dos processadores, dos

programas genéricos de elementos finitos, e da sua integração com programas de desenho assistido por computador (CAD – *Computer Aided Design*), utilizam-se sobretudo modelos tridimensionais (3D).

Atualmente é quase imperativo efetuar uma simulação pelo MEF antes de qualquer estudo *in vivo* de um implante com uma nova geometria (Nicolau, 2007). De facto, dadas as inúmeras variáveis que influenciam o sistema [coroa-implante-osso], torna-se muito complexo analisar o comportamento mecânico de estruturas vivas em implantologia, quer em trabalhos laboratoriais *ex-vivo*, quer em estudos *in vivo*. Destas variáveis, podem enunciar-se as seguintes: a geometria do implante e do osso envolvente; as propriedades físicas dos materiais que constituem o implante; o tipo de interface do sistema [osso-implante]; e o tipo de carregamento a que o sistema [coroa-implante-osso] é sujeito.

No modelo virtual simulado por computador, o MEF permite analisar a influência de cada uma destas variáveis com muito mais pormenor e sem o recurso a numerosos ensaios laboratoriais e a tratamento estatístico. Uma das vantagens deste método é o facto de permitir estudar em detalhe as respostas mecânicas, por exemplo, aos diferentes tipos de carregamento (considerando cargas dinâmicas ou apenas cargas estáticas e modificando a direção e/ou a intensidade da força aplicada), sem a interferência das outras variáveis (Nicolau, 2007). Todavia, também aqui reside uma das principais desvantagens destes modelos numéricos, uma vez que recorrem a simplificações para simularem estruturas vivas. Um exemplo disso é considerar as propriedades elásticas do osso como sendo iguais em todos os pontos e direções (assumindo o osso envolvente do implante como um material homogéneo e isotrópico), quando se sabe que, quer o osso cortical quer o trabecular, apresentam variações no módulo de elasticidade longitudinal conforme a região e, por vezes, também segundo a direção considerada. Por este motivo, alguns investigadores modelam o osso cortical como transversalmente isotrópico (uma vez que são bem conhecidas as variações das propriedades elásticas deste osso no plano vestibulo-lingual), havendo outros que modelam ainda o osso trabecular como um material anisotrópico (Nicolau, 2007). Esta mesma questão também se verifica com a interface osso-implante, considerada homogénea e contínua, o que não corresponde à realidade. O BIC, como referido anteriormente, varia com o tempo de cicatrização, e raramente é uma união que ocorre a 100%, particularmente na região posterior da maxila onde este valor pode ser de apenas 25% (Albrektsson *et al.*, 1993). Para ultrapassar este problema, alguns investigadores utilizam algoritmos de contacto para simular a fricção durante a cicatrização entre o implante e o osso envolvente, enquanto outros atribuem fatores de dano, utilizando propriedades elásticas diferentes na região do osso peri-implantar (Nicolau, 2007).

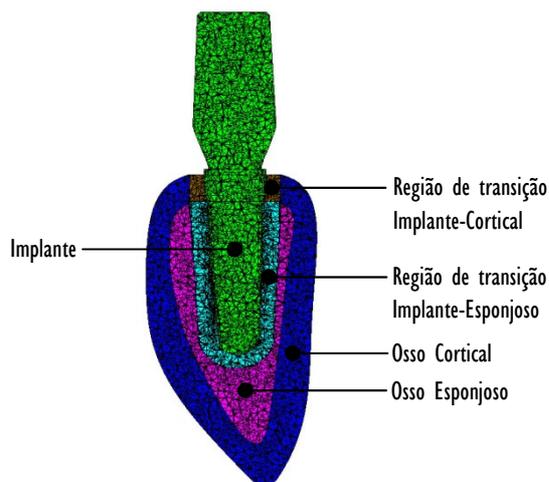


Figura 5. Imagem bidimensional de um modelo obtido pelo MEF. [Cedido por Prof. Doutor Pedro Nicolau, 2012]

Outro problema dos modelos numéricos é a obtenção da geometria correta do osso e do implante, particularmente ao nível das espiras (Figura 5). Aqui, os novos programas de *software* vieram facilitar o processo de obtenção de imagens tridimensionais para a construção da malha (quer para a secção da mandíbula, quer do implante, respetivamente). Outra das dificuldades inerentes ao MEF são as condições de fronteira, particularmente em modelos individuais em que os implantes estão descentrados no rebordo alveolar (mais próximos do osso cortical vestibular ou lingual), podendo requerer condições de fronteira específicas. Contudo, os limites dos modelos em vestibular, lingual e apical ao implante são considerados livres, sem restrições cinemáticas, pouco afetando a distribuição de tensões ou deformações (Nicolau, 2007). No entanto, considerando modelos gerais em que o implante está centrado, as condições de fronteira correspondentes à fixação dos planos de interface com a mandíbula modelam adequadamente o sistema. Quanto aos limites em mesial e distal do modelo, Nicolau (2007) refere um estudo de Teixeira e colaboradores (1998), que demonstrou que a fixação dos planos a uma distância superior a 4,2mm do implante não acrescenta maior precisão ao MEF.

Os estudos comparativos entre os modelos numéricos e os resultados experimentais laboratoriais *in vitro* ou *in vivo*, bem como a literatura relativa aos processos de validação do MEF, têm demonstrado que, quando aplicado e interpretado adequadamente, é uma ferramenta extremamente útil (Olsen *et al.*, 2005; Nicolau, 2007). Todavia, este último autor refere que erros de modelação e a não validação destes modelos por métodos experimentais podem levar a resultados inconsistentes ou até contraditórios (Nicolau, 2007). Não sendo ainda um método clínico, a utilização do MEF em tempo real para a avaliação pré-operatória da estabilidade primária de implantes dentários foi descrita em 2005 por Olsen e colaboradores (Olsen *et al.*, 2005). O MEF simplificado

usado por estes investigadores, permitiu a obtenção de valores de deslocamento que, comparativamente a um estudo *in vitro* efetuado para validação do modelo, não mostrou diferenças estatisticamente significativas. Estes autores obtiveram valores de deslocamento (e de distribuição de carga) através de um modelo axi-simétrico, partindo de imagens de TC do osso na região implantar e relacionando os valores de densidade óssea com o módulo de elasticidade que, integrados num *software* de cirurgia guiada, facultando ao implantologista informações pré-operatórias relativas à estabilidade implantar mesmo antes da cirurgia. Estes investigadores sugeriram assim que o seu modelo simplificado permitiria fornecer ao implantologista elementos importantes no planeamento cirúrgico (como, por exemplo, ajudando na decisão entre colocar um implante de diâmetro maior ou dois implantes de diâmetro mais reduzido), enquanto a maioria dos métodos clínicos existentes só permite obter essa informação após a colocação do implante e durante a osteointegração. No entanto, o modelo proposto não permitia obter valores e distribuição de tensões fiáveis no osso peri-implantar, uma vez que ignorava a forma das espiras.

Os meios informáticos e programas de MEF atualmente existentes permitem conceber e desenvolver um sistema de análise em tempo real partindo de imagens médicas e processando-as para modelos a três-dimensões. Olsen e colaboradores concluíram o seu estudo indicando que a evolução futura do modelo simplificado de MEF poderá ser útil noutras áreas do planeamento pré-operatório, podendo ser utilizado na seleção de pacientes para carga imediata (Olsen *et al*, 2005).

2.2. MÉTODOS CLÍNICOS

a) Mobilidade direta do implante

É dos métodos clínicos mais simples para avaliar a estabilidade implantar. Consiste na avaliação direta da mobilidade, aplicando pressão com o cabo de dois instrumentos colocados em lados opostos do implante ou da coroa unitária (por exemplo, com o cabo de uma sonda e de um espelho intraoral). Contudo, a ausência de mobilidade clínica de um implante não é suficiente para garantir o sucesso implantar (Nicolau, 2007).

b) Análise Radiográfica

A avaliação radiográfica é um dos métodos clínicos mais utilizados para a análise pré, intra e pós-operatória da qualidade óssea. É um método não invasivo que pode ser executado em qualquer fase durante a cicatrização. Nos controlos pós-operatórios, permite avaliar indiretamente a qualidade da estabilidade e da interface osso-implante (Grondahl e Lekholm, 1997). A incidência mais indicada para medir o nível da crista óssea (importante indicador radiográfico para o sucesso implantar) é a interproximal ou *bitewing*⁴⁴ (Atsumi *et al.*, 2007). Uma radiografia de um implante com estabilidade deve estar associada a uma imagem de contacto íntimo ao nível da interface osso-implante. Existem porém, situações em que os implantes revelam mobilidade, apesar da imagem radiográfica sugerir que há um contacto íntimo na interface (Nicolau, 2007). De facto, existem inúmeras limitações no uso de apenas radiografias intraorais convencionais para fazer uma avaliação precisa e independente da estabilidade do implante.

É consensual que pode ser esperada uma perda radiográfica de 1,5mm do osso crestal marginal no primeiro ano de carga num implante estável, com 0,1mm de perda óssea anual subsequente (Adell *et al.*, 1981). Aqui reside, desde logo, a primeira limitação desta técnica, pelo facto do valor de 1,5mm de perda radiográfica do osso marginal consistir num valor médio. Depois, alterações apenas no nível ósseo radiográfico não conseguem prever com precisão a estabilidade do implante, devido ao facto de a incidência de fracasso dos implantes ser baixa (Atsumi *et al.*, 2007). Alguns autores referem que a técnica radiográfica permite uma resolução máxima de 0,1mm, e que a este nível não é possível visualizar o contacto ao nível da interface osso-implante (Albrektsson e

⁴⁴Radiografia interproximal ou *bitewing*. Incidência utilizada em radiologia intraoral convencional, também denominada de *bitewing* devido ao modo como a película radiográfica é fixada entre as arcadas dentárias do paciente.

Jacobsson, 1987). Assim, é impraticável para um clínico detetar alterações na perda óssea radiográfica com uma resolução de 0,1 mm (Meredith, 1998). Contudo, este método permite identificar imagens de radio transparência peri-implantar e medir o nível ósseo marginal, tendo como referência a distância conhecida entre as espiras do implante. No entanto, as alterações do nível ósseo marginal só podem ser fiavelmente medidas sem distorção quando o raio central da fonte de raios-X é perfeitamente paralelo às estruturas de interesse. Variações no paralelismo entre a película radiográfica ou o sensor radiográfico (no caso da radiografia digital) e o longo eixo do implante, ou uma angulação vertical superior a 90° do cone da ampola radiográfica, alteram a fiabilidade da medição (Nicolau, 2007). Esta técnica requer assim uma série de radiografias padronizadas por uma técnica estandardizada, com um modelo individualizado, para medições confiáveis e repetíveis entre os vários controlos radiográficos, o que constitui outra das dificuldades inerentes a este método (Atsumi *et al.*, 2007; Nicolau, 2007).

Estão descritas diversas técnicas para obter radiografias intraorais estandardizadas, mas nalgumas situações clínicas são extremamente difíceis de realizar e até mesmo impraticáveis na prática clínica de rotina (Appleton *et al.*, 2005; Atsumi *et al.*, 2007). Por fim, radiografias interproximais ou peri apicais⁴⁵ convencionais, ou mesmo ortopantomografias⁴⁶, só permitem avaliar a variação vertical do osso interproximal, não fornecendo informações sobre o nível de osso em vestibular e lingual, sendo conhecido que a perda óssea a este nível é muito frequente e precede a perda óssea mesio-distal (Mish, 2005). Esta é outra limitação da avaliação radiográfica uma vez que não permite visualizar defeitos ósseos em vestibular ou lingual (Atsumi *et al.*, 2007; Nicolau, 2007). Contudo, apesar das medições precisas e reproduzíveis das variações do nível de osso ao longo do tempo serem extremamente difíceis de obter, este método parece ser mais fiável do que a sondagem periodontal, sobretudo se os tecidos peri-implantares estiverem inflamados ou existirem defeitos ósseos (Esposito *et al.*, 1998a).

Assim, nem a qualidade do osso, nem a densidade óssea podem ser quantificadas com este método. Atsumi e colaboradores (2007) referem que, mesmo alterações na parte mineral óssea não conseguem ser radiograficamente detetadas até 40% da desmineralização ter ocorrido (Atsumi *et al.*, 2007). Mais ainda, esta técnica requer critérios bem definidos entre observadores para minimizar erros na interpretação da geometria dos

⁴⁵**Peri apicais ou retro alveolares:** São imagens radiográficas intraorais que permitem explorar o implante dentário (ou o dente) na sua totalidade, desde a coroa ao ápice, a interface implante-osso, o tecido ósseo circundante e a crista óssea marginal. Pode realizar-se mediante duas técnicas, a da bisetriz (mais utilizada) e a de paralelismo (a aconselhada dada a menor distorção geométrica).

⁴⁶**Ortopantomografia** (*orto- + pan- + tomografia*) Imagem radiológica panorâmica dos maxilares e todas as estruturas em si contidas (dentes, implantes, etc.), e das articulações entre a mandíbula e o crânio.

defeitos ósseos ou nos detalhes e definições da imagem que podem levar a uma avaliação do nível ósseo marginal muito diferente entre observadores (Nicolau, 2007). As medições assistidas por computador das mudanças do nível ósseo marginal podem vir a revelar-se o modo mais preciso de utilizar a informação radiográfica. A este propósito, Atsumi e colaboradores (2007) referem um estudo de Wyatt e Pharoah (1998) sobre Técnicas de imagem e interpretação de imagem para tratamento com implantes dentários, no qual os autores relatam um desvio padrão de 0,1 mm (0,01 a 0,51 mm). Um estudo comparativo entre as medições efetuadas com uma técnica computadorizada (a partir de imagens radiográficas digitalizadas) e as realizadas por microscopia ótica por 4 observadores diferentes, que as diferenças intra e inter-observadores foram muito baixas na técnica computadorizada, e que os observadores relataram terem existido menos zonas ilegíveis também na técnica computadorizada (Wyatt *et al.*, 2000). No entanto, este método ainda não foi convenientemente desenvolvido para o uso de rotina na prática clínica.

c) Resistência ao Corte

A Análise da Resistência ao Corte (ARC) para avaliação da estabilidade primária permite avaliar a qualidade óssea medindo a densidade do osso através da resistência ao corte da broca de passo de rosca durante a preparação do leito implantar. Este método foi originalmente desenvolvido por Johansson e Strid (1994) que descreveram ser possível, utilizando um micromotor elétrico, medir a resistência ao corte durante a perfuração para colocação de um implante, eliminando as forças de fricção do torque medido. A qualidade óssea foi assim registada como a energia necessária para remover uma unidade de volume ósseo, e expressa em J/mm^3 .

Mais tarde, em 1995 Friberg e colaboradores desenvolveram e melhoraram esta técnica em modelos animais *ex vivo* sobre a avaliação da densidade óssea utilizando a microrradiografia e a análise da resistência de corte, demonstraram que esta energia está significativamente correlacionada com a densidade óssea, o que foi sugerido como um dos fatores que influenciam significativamente a estabilidade implantar (tendo controlado a pressão da mão durante a perfuração, para minimizar a variação interoperador). Ainda os mesmos autores em 1999, agora em modelos humanos, mediram a resistência ao corte em Ncm e encontraram valores mais elevados na mandíbula do que na maxila, com implantes autorrosqueantes, não tendo contudo encontrado uma correlação entre o sucesso implantar e a resistência ao corte, pois tal método depende da capacidade de corte da broca ou do implante autorrosqueante e da fricção com a cortical óssea (muito difícil de eliminar).

A ARC consiste assim na medição da energia (J/mm^3) necessária para que um motor alimentado por corrente elétrica corte uma unidade de volume de osso durante a cirurgia de preparação do leito implantar. Este método pode ser usado para identificar qualquer área de baixa densidade óssea (ou de má qualidade óssea) e para quantificar a dureza do osso durante a preparação a baixa velocidade dos locais de osteotomia dos implantes. Para tal, existem indicadores de torque incorporados dentro da unidade de perfuração (p.ex. *Osseocare*[®] (Nobel Biocare AB, Göteborg, Suécia)) para medir o torque de inserção do implante em Ncm, que indiretamente representa J/mm^3 . Os valores do torque de inserção têm sido utilizados para medir a qualidade óssea em diferentes partes dos maxilares durante a inserção dos implantes.

De facto, a ARC dá uma avaliação muito mais objetiva da densidade óssea do que a avaliação subjetiva de qualidade óssea clínico-dependente com base na classificação Lekholm e Zarb (1985). A sua relevância clínica foi demonstrada por estudos que constataram uma frequência mais elevada de insucesso implantar em mandíbulas com reabsorção avançada e pobre qualidade óssea, circunstância mais frequentemente observada no maxilar (Adell *et al.*, 1981; Albrektsson *et al.*, 1986). Portanto, o valor de resistência ao corte pode fornecer informações úteis na determinação de um período de cicatrização ideal num determinado local da arcada com uma determinada qualidade óssea.

Em suma, as principais vantagens da ARC são: permite detetar a densidade óssea e avaliá-la durante a cirurgia de preparação do leito implantar; é um método fiável para avaliar a qualidade óssea, verificando-se uma elevada correlação entre a qualidade óssea e a resistência ao corte; e pode ser usada na prática clínica diária (Atsumi *et al.*, 2007). A principal limitação da ARC é que não dá qualquer informação sobre a qualidade do osso, até que o local osteotomia seja preparado, só podendo ser utilizada durante a cirurgia. Além disso, também não consegue identificar o limite inferior "crítico" do valor de torque de corte, isto é, o valor em que o implante estaria em risco (Friberg *et al.*, 1999). Mais ainda, este método fornece pouca informação sobre a estabilidade implantar após a colocação do implante (Nicolau, 2007) uma vez que, a partir dessa fase, não podem ser recolhidos dados longitudinais para avaliar as mudanças de qualidade óssea por esta técnica. De facto, a ARC apenas pode fornecer informações nas fases cirúrgica e de cicatrização óssea (Atsumi *et al.*, 2007). Ainda assim, a estimativa da estabilidade primária do implante baseada apenas na ARC é valiosa, dado que as taxas de insucesso implantar mais elevadas são observadas até à fase de cicatrização óssea (Atsumi *et al.*, 2007). No entanto, é importante a avaliação a longo prazo da estabilidade do implante e, como tal, não deve ser negligenciada. Esta limitação tem levado ao desenvolvimento de outros testes de diagnóstico.

d) Torque de Inserção

A avaliação da estabilidade primária através do torque de inserção é outro método clínico, muitas vezes usado por alguns autores como critério de inclusão de um implante em protocolos de carga imediata (Maló 2000, Calandriello, 2003; Glauser 2005). Após a realização do passo de rosca durante a osteotomia, o torque de inserção está intimamente dependente da congruência entre as espiras do implante e aquelas criadas no leito implantar, sendo estas condicionadas pelas forças de fricção e tensões por compressão entre o implante e o osso peri-implantar (Nicolau, 2007). Para um implante cilíndrico (paredes paralelas), o pico máximo do torque de inserção é atingido quando o colo implantar alcança a cortical óssea. Já num implante cônico (paredes convergentes), o pico máximo do torque de inserção pode ser atingido antes do colo do implante chegar à cortical óssea, devido ao aumento contínuo da compressão lateral. Apesar de depender da resistência à inserção do implante e do pico máximo do torque de inserção. Num estudo de Ottoni e colaboradores (2005) foi encontrada uma correlação positiva entre as medições obtidas por este método e as taxas de sobrevivência implantar num estudo. A principal limitação deste método prende-se com o facto de apenas poder ser aplicado durante a fase cirúrgica, em que o implante é inserido no leito implantar (Tabela 2).

e) Percepção do Implantologista

É frequentemente o primeiro método e o mais simples para avaliar a estabilidade primária. Baseia-se nos dois anteriores, isto é, na resistência ao corte e no torque de inserção do implante. Uma percepção de "boa" estabilidade pode ser incrementada pela resistência durante a inserção do implante e pela sensação de uma paragem abrupta quando este "assenta" no leito implantar. A percepção de um implantologista experiente é inestimável e, em nenhuma circunstância, deve deixar de ser tida em consideração. Contudo, basear-se apenas na percepção não é suficiente para garantir um prognóstico positivo do tratamento (Degidi *et al.*, 2010; Mall *et al.*, 2011). Além disso, a percepção individual é pessoal e não é quantificável, de modo a poder ser usada como base para comparação futura, sendo difícil de comunicar a outrem efetiva e consistentemente. Mas, mais importante ainda, este tipo de avaliação só pode ser efetuado quando o implante é inserido (Tabela 2), não podendo ser usado mais tarde, por exemplo, antes de efetuar carga sobre o implante.

f) Teste de Percussão

A percussão do implante é talvez o método mais simples que pode ser utilizado para estimar o nível da osteointegração durante a Análise Modal ou Análise de Vibração Experimental (Meredith, 1998; Atsumi *et al.*, 2007). Este teste é baseado na ciência acústico-vibracional e na teoria de impacto-resposta, sendo o julgamento clínico acerca da osteointegração efetuado de acordo com o som ouvido após a percussão do implante ou da coroa unitária com o cabo de um instrumento metálico. Um som agudo límpido, tipo “toque de cristal”, é indicativo de boa estabilidade, e portanto de sucesso da osteointegração, enquanto um som grave, “abafado”, “surdo”, pode indicar a não osteointegração. Contudo, este método baseia-se fortemente no nível de experiência do clínico e na sua convicção subjetiva. É ainda pouco sensível às alterações da estabilidade, uma vez que o som produzido, não permite destringir entre um implante com todas as espiras ou só algumas osteointegradas. Nicolau (2007) refere que, só em situações limite de perda da osteointegração é possível ouvir um som grave, bem diferente do outro som agudo metálico. Assim sendo, o teste de percussão não pode ser utilizado experimentalmente como um método de teste padronizado (Atsumi *et al.*, 2007).

g) Método de Impacto do Martelo

O método de impacto do martelo é outro exemplo de impacto transitório como uma fonte de força de excitação durante a Análise Modal ou Análise de Vibração Experimental (Atsumi *et al.*, 2007). Pode considerar-se uma versão melhorada do teste de percussão, à exceção de que, o som gerado a partir de um contacto entre um “martelo” e um objeto é processado através da transformada rápida de *Fourier* (FFT — *fast Fourier transform*) para a análise de características de transferência (Atsumi *et al.*, 2007; Mall *et al.*, 2011). Ao melhorar a deteção da resposta utilizando vários dispositivos, tais como um microfone, um acelerómetro, ou um medidor de calibre de tensão, e recorrendo ao processamento da resposta detetada com FFT, torna-se possível quantificar e qualificar a onda de resposta sob a forma de deslocamento, velocidade, aceleração, tensão, deformação, som e outras propriedades físicas (Atsumi *et al.*, 2007). Nesta teoria, «(...) a largura do primeiro pico no eixo do tempo do espectro gerado pelo impulso transitório é inversamente proporcional ao eixo do tempo do impulso.» (Atsumi *et al.*, 2007). Por conseguinte, na presença de uma força de impacto aplicada a uma substância testada de rigidez inferior, resultará num eixo de tempo mais longo.

Desenvolvidos de acordo com o método de impacto do martelo, no qual a força de impacto é utilizada como a força de excitação, estão atualmente disponíveis para o uso clínico em Medicina Dentária o Dental Mobility Checker[®] – DMC[®] (J. Morita, Suita, Japão) e o Periotest[®] (Siemens, Bensheim, Alemanha). Tanto o DMC[®] como o Periotest[®] são semelhantes no que diz respeito à sua base teórica, isto é, ambos usam um impulso transitório como uma força de excitação, muito embora utilizem diferentes tipos de recetores para as respostas de impulso e, em ambos os casos, a análise é realizada sobre o eixo do tempo. Estes dispositivos de teste de mobilidade foram originalmente desenvolvidos para medir a mobilidade dos dentes naturais e não a implantar. Contudo, no caso de um dente natural, a capacidade de amortecimento do ligamento periodontal (PDL – *periodontal ligament*) sempre constituiu uma dificuldade na análise da distribuição da força de impacto exercido sobre um dente, uma vez que a lei de Hooke não pode aplicar-se devido ao comportamento viscoelástico do PDL sob a aplicação de carga. Em contrapartida, a interface osso-implante, desprovida de PDL, segue a lei de Hooke, tornando mais fácil a medição da mobilidade.

Em suma, a presença ou ausência de PDL faz uma diferença crucial na utilização deste método de medição da mobilidade para avaliar a estabilidade do implante. No entanto, Atsumi e colaboradores (2007) apontam uma falta de sensibilidade destes dispositivos concebidos para detetar a mobilidade de dentes naturais quando aplicados à medição da mobilidade do implante, uma vez que, para permitir a medição da grande amplitude de movimentos que um dente natural pode exibir, estes dispositivos apresentam um intervalo dinâmico de medição muito vasto, enquanto a gama dinâmica usada para a medição da mobilidade do implante é muito limitada, comparativamente. Assim, segundo aqueles autores, a sensibilidade destes dispositivos é insuficiente para medir a mobilidade do implante (Atsumi *et al.*, 2007).

I. Periotest[®]

O Periotest[®] (Siemens AG, Bensheim, Alemanha) é um dispositivo baseado no método de impacto do martelo que permite a avaliação clínica da mobilidade implantar e indiretamente da estabilidade da ancoragem implante-osso. Descrito pela primeira vez por Olive e Aparicio (1990), este dispositivo quantifica a mobilidade de um implante medindo a reação dos tecidos peri-implantares a uma carga de impacto definida (Mall *et al.*, 2011). Inicialmente desenvolvido para avaliar a mobilidade dentária, foi



Figura 6 Periotest[®] (Siemens AG, Bensheim, Alemanha). [Retirado de < <http://www.periotestm.co.uk/>>]

exaustivamente estudado e defendido por diversos autores como um sistema confiável para determinar a estabilidade do implante (Atsumi *et al.*, 2007; Nicolau, 2007). O Periotest[®] consiste num dispositivo portátil (Figura 6) com uma haste metálica onde se encontra uma ponta de percussão controlada eletronicamente e dirigida electromagneticamente, que “bate” levemente no objeto com uma frequência de 4 vezes por segundo. A resposta produzida pelo objeto (aceleração) e o tempo de contacto entre a ponta de percussão e o dente/implante são medidos por um acelerómetro incorporado na haste metálica. O tempo de contato entre o objeto de teste e a ponta do dispositivo é registado sobre o eixo do tempo como um sinal para análise. Quanto menos tempo a ponta estiver em contacto com o dente/implante menor é a sua mobilidade. Os sinais são então convertidos num valor único denominado de valor de Periotest[®] ou PTV (*Periotest value*), que depende das características de amortecimento dos tecidos circundantes dos dentes ou implantes.

Os resultados da mobilidade implantar são assim registados numa escala de unidades de PTV que varia entre -8 e +50, correspondendo estes valores ao mínimo e máximo, respetivamente, da mobilidade medida. Os valores mais baixos significam o implante é estável ou pronto para carregar, enquanto os valores mais altos indicam uma falta de estabilidade adequada para efetuar carga. Apesar da relação existente entre mobilidade e estabilidade implantar, este método apresenta algumas limitações. Tem sido sugerido que as medições com o Periotest[®] são fortemente influenciadas pela orientação da fonte de excitação (ângulo efetuado com o implante e a distância ao mesmo) ou pelo ponto de aplicação da percussão no pilar (Atsumi *et al.*, 2007). Na realidade, este fenómeno verifica-se em todos os testes de vibração/impacto, tal como o Periotest[®], em que as medições estão significativamente relacionadas com as condições de excitação (posição e direção). O próprio manual do usuário contém instruções claras sobre a posição do ponto de percussão e o ângulo: «(...) a medição deve ser feita na direção vestibulo-lingual» e «(...) durante a medição, a peça-de-mão deve estar sempre posicionada perpendicularmente aos eixos considerando o longo eixo do dente/implante e o ambiente intra-oral».

Também o comprimento do implante/pilar acima da crista óssea e a qualidade óssea (revelando valores mais elevados em osso menos denso) influenciam a variabilidade das medições (Olive e Aparício, 1990). Atsumi e colaboradores (2007) citam estudos *in vitro* e *in vivo* que demonstraram que a influência do ponto de impacto nos valores de PTV é muito superior aos efeitos do aumento do

comprimento do implante, quer devido à reabsorção do osso marginal quer por outras condições de excitação, tais como o ângulo da peça-de-mão ou o ponto de percussão. Contudo, o controlo destes fatores é extremamente difícil.

Outra das limitações apontadas ao uso de um detetor de mobilidade de dentes naturais, como o Periotest[®], para medir a mobilidade de implantes, indicam uma falta de sensibilidade neste dispositivo. Como referido, a gama dinâmica de unidades de PTV é de [-8 a +50] (para permitir a medição de toda a amplitude possível de mobilidade do dente natural). Contudo, apesar da vasta variação de fatores individuais, entre os quais a densidade óssea, o PTV normal de um implante osseointegrado varia numa zona relativamente estreita, de [-5 a +5], pelo que, a gama dinâmica efetiva usada para a medição da mobilidade do implante é muito limitada. Atsumi e colaboradores (2007) citam outros estudos que indicam que os PTV de implantes clinicamente osseointegrados podem cair dentro de uma zona ainda mais estreita [-4 a -2] ou [-4 a +2]. Assim, a precisão do prognóstico dos PTV para a estabilidade do implante pode ser criticada por baixa sensibilidade e falta de resolução. Além disso, o PTV medido pode ser falsamente interpretado como tendo um desvio padrão pequeno e, portanto, considerado como tendo uma boa precisão, o que não corresponde à realidade. O PTV não pode ser usado para identificar um implante *borderline* ou um implante no processo de integração óssea (que pode ou não prosseguir para uma osseointegração bem sucedida). Contudo, nenhuma conclusão foi feita em relação a esta questão.

Mais ainda, os PTV variam com os diferentes aparelhos utilizados (Derhami *et al.*, 1995) e também são suscetíveis às variáveis do operador, apesar da dificuldade em controlar a força de impacto ser resolvida com este dispositivo. Estas características fazem com que a reprodutibilidade destes valores seja questionável (Nicolau, 2007). Todavia, o Periotest[®] continua a ser considerado um método de avaliação eficaz da mobilidade implantar, apresentando diversas vantagens: é um dispositivo portátil, com uma bateria interna recarregável de lítio de fosfato de ferro (LiFePO₄), que permite uma prontidão permanente e rápida recarga; pode ser usado com todos os sistemas de implantes sem necessidade de quaisquer acessórios especiais; é simples de usar (basta manter a ponta de percussão a cerca de 2mm do pilar do implante, premir um botão, e o instrumento “bate” suavemente no pilar 16 vezes em 4 segundos); os resultados do teste são obtidos de imediato, mostrados no visor integrado no instrumento, sendo o resultado um valor numérico. Dada a sua forma de peça-de-mão, pode ser usado com bastante

facilidade na região anterior, no entanto, a sua utilização na região molar é extremamente difícil devido à presença de mucosa jugal.

Uma outra vantagem do Periotest[®] é o facto de poder ser empregue desde a colocação do implante dentário, e durante o processo de osteointegração até à reabilitação final com a prótese definitiva, apesar de não permitir obter qualquer informação prévia à colocação do implante (Tabela 2). Esta capacidade de permitir efetuar medições após a reabilitação definitiva, através da coroa, é de particular valor, permitindo monitorizar ao longo do tempo a mobilidade implantar e até mesmo detetar e tratar precocemente patologias associadas à perda de estabilidade implantar como, por exemplo, uma peri-implantite. Se bem que Aparicio (1997), usando o Periotest[®] para avaliar a estabilidade implantar, demonstrou existir uma correlação direta entre os PTV e o grau de osteointegração inicial, a análise de um padrão de alterações ao longo do tempo poderá ser mais útil, visto que um valor medido representa apenas o estado ósseo no momento da medição (Atsumi *et al.*, 2007). Utilizar um valor médio também não será uma forma adequada de determinar um valor crítico para a estabilidade do implante, uma vez que o metabolismo ósseo ocorre ao longo de toda a vida, o que, consequentemente, afetará os PTV ao longo do tempo. Assim, a obtenção de vários valores de PTV ao longo do tempo de um mesmo caso pode confirmar a existência de estabilidade implantar (Aparicio *et al.*, 2006).

II. Dental Mobility Checker[®] (DMC[®])

À semelhança do Periotest[®], o DMC[®] é um dispositivo que mede a mobilidade dentária, baseado no método de impacto do martelo. Originalmente desenvolvido por Aoki e Hirakawa (1986) utiliza o mesmo princípio de “tocar/bater” num dente/implante usando uma força de impacto transitória. O DMC[®] é constituído por um pequeno “martelo dentário” como dispositivo de excitação, controlado eletronicamente e conduzido electromagneticamente, que percute o dente/implante a uma taxa de 4 vezes por segundo. O nível de mobilidade dentária é obtido convertendo a rigidez do dente e osso alveolar em sinais acústicos, usando um microfone como recetor. O tempo de contacto entre o dispositivo e o dente/implante também é medido. O sinal de resposta é então transferido do microfone e processado pela FFT para conversão para análise no eixo do tempo. É assim detetada a duração da primeira onda gerada pelo impacto, e construída uma função de resposta de frequência para detetar o som dependente da qualidade do osso. O DMC[®] pode fornecer medições bastante consistentes para

implantes osteointegrados (Atsumi *et al.*, 2007; Mall *et al.*, 2011). Este dispositivo apresenta, contudo, algumas limitações, tais como a possibilidade de ocorrer dupla-percussão, e a dificuldade na realização de uma percussão contínua. Além disso, a aplicação de uma pequena força a um implante imediatamente após a sua colocação pode pôr em perigo o processo de osteointegração (Brånemark *et al.*, 1985).

h) Análise da Frequência de Ressonância (AFR)

Desenvolvido por Neil Meredith e colaboradores no início dos anos 90', consiste num método de diagnóstico não invasivo para avaliar clinicamente a estabilidade implantar e densidade ósseas ao longo do tempo, usando para tal a vibração e um princípio de análise estrutural. Desde 1992 a avaliação da estabilidade implantar através da análise da frequência de ressonância tem sido cada vez mais aplicada em estudos clínicos (Meredith *et al.*; 1997, Atsumi *et al.*, 2007; Nicolau, 2007; Degidi *et al.*, 2010). Este método utiliza um pequeno transdutor aparafusado ao implante ou a um pilar sobre o implante e um analisador de frequências que mede a frequência de ressonância do sistema. O transdutor em aço inoxidável ou titânio é composto por dois elementos piezo-cerâmicos, um dos quais é vibrado pela excitação de onda sinusoidal (5-15kHz), enquanto o outro serve de recetor para o sinal. Uma vez que é aparafusado diretamente ao corpo do implante, o transdutor faz vibrar o implante num *input* (entrada) e amplitude constantes, começando numa frequência baixa e aumentando em densidade até que o implante ressoe. O *output* (saida) do elemento recetor, depois amplificado é enviado novamente ao analisador que mede a resposta e regista a informação. Os picos de ressonância obtidos a partir do sinal recebido indicam a primeira frequência de ressonância flexural (à flexão) do implante medido. Segundo Mall e colaboradores (2011), estudos *in vitro* e *in vivo* sugeriram que este pico de ressonância pode ser usado para avaliar a estabilidade implantar de um modo quantitativo. Meredith e colaboradores (1996) sugeriram que o método de AFR fosse executado aquando da colocação do implante, servindo como uma linha de base de leitura para comparação futura. Atualmente estão disponíveis para uso clínico dois dispositivos de AFR: Osstell® (Osstell AB, Göteborg, Suécia) e Implomates® (BioTech One Inc., Taipei, Taiwan).

III. Osstell®

A invenção do Osstell foi apresentada por dois professores ingleses — Prof. Neil Meredith e Prof. Pedro Cawley — no início da década de 90 em Londres, e consiste em utilizar um pequeno transdutor e a análise de frequência de ressonância para determinar o estado clínico de um implante

dentário. Os primeiros testes em humanos deste sistema de análise de frequência de ressonância remontam a 1991, e o método tem sido utilizado em vários estudos clínicos, desde 1992. Em 1999 foi formada a empresa Osstell AB⁴⁷ (Göteborg, Suécia), para comercializar esta nova invenção. A primeira geração deste sistema de análise de frequência de ressonância, o Osstell™ (Osstell AB, Göteborg, Suécia), foi introduzida em 2001. Esta primeira versão comercial era muito semelhante ao modelo usado por Meredith e colaboradores em 1996, consistindo num aparelho que combinava a fonte de excitação, os transdutores e a análise computadorizada num único dispositivo. Contudo, os transdutores tinham propriedades diferentes entre si, mesmo os do mesmo tipo, o que obrigava à calibração prévia para obter um valor nominal de ressonância, que era depois somado ou subtraído ao valor obtido mais tarde na medição clínica.

A frequência de ressonância, intimamente dependente da rigidez do sistema [osso-implante] – interface osso-implante, osso peri-implantar e a geometria implantar, e com a distância do transdutor à cortical óssea (altura combinada do implante e do transdutor acima do nível ósseo), também apresenta algumas limitações, quando se consideram os valores de frequência de ressonância como índices de estabilidade entre implantes. Uma dessas limitações está relacionada com a sensibilidade do sistema a alterações no comprimento do transdutor acima do nível ósseo. Foi encontrada uma correlação entre o aumento de altura do transdutor acima do nível ósseo e a diminuição da frequência de ressonância (Meredith *et al.*, 1996), o que dificultava a comparação da frequência de ressonância entre diferentes situações implantares, tornando impossível comparar um sistemas implantares em que o ombro do implante é deixado a diferentes alturas acima do nível ósseo. Outra limitação prendia-se com a sensibilidade do sistema para implantes com mobilidade clínica. Em situações em que a rigidez é muito baixa, e a primeira frequência não é identificada mas sim a segunda, cuja frequência de vibração é mais elevada, o sistema apresentava uma leitura errada da estabilidade implantar (Nicolau, 2007), com um valor superior ao real. Outra desvantagem era a escala de valores de frequência de ressonância em Hertz (entre 3000 Hz e 9000 Hz), o que dificultava a comunicação.

Para ultrapassar estes problemas, o fabricante criou uma unidade de medida no lugar de Hertz, o quociente de estabilidade implantar ou ISQ (*Implant Stability Quotient* – ISQ). Foi então

⁴⁷Osstell AB (anteriormente *Integration Diagnostik*) Empresa formada no início de 1999, para comercializar o Osstell™, com sede em Gotemburgo, Suécia.

desenvolvida uma escala de 1 a 100 ISQ na qual são convertidas as várias frequências de ressonância. A distribuição desta escala é próxima a uma distribuição linear, sendo o ISQ um índice de estabilidade implantar. Um valor elevado indica uma maior estabilidade, enquanto um valor baixo implica instabilidade. Um implante com êxito tem habitualmente um ISQ superior a 65, enquanto um ISQ inferior a 50 pode indicar um potencial fracasso ou um risco aumentado de falha. Estes valores de ISQ são determinados por uma série de blocos de calibração com diferentes estabilidades implantares, cujos parâmetros de calibração são armazenados no sistema de análise, dispensando a necessidade de efetuar calibrações para comparar medições entre diferentes transdutores e/ou sistema implantares, uma vez que os transdutores passaram a ter os parâmetros de calibração quando eram ligados ao sistema.

Em 2004 foi introduzida outra versão comercial, o Osstell™ Mentor (Osstell AB, Göteborg, Suécia) que substituiu a anterior. Este dispositivo, já não disponha de fios e funcionava por meio de um pequeno pilar metálico magnetizado denominado de *SmartPeg*, em vez do transdutor. O *SmartPeg* é formado por uma base de alumínio e por um pequeno magneto embutido no topo desta peça (cilindro de Nióbio), sendo fixado ao implante através de uma conexão de rosca com um torque de 4-6 Ncm (com uma chave manual fornecida para o efeito), como ilustra a Figura 7. Este pequeno magneto anexado no topo do pilar é estimulado por impulsos eletromagnéticos provenientes de um dispositivo eletrónico portátil. Processa-se assim a medição, apontando a extremidade do instrumento para o ímã no topo do *SmartPeg*, que emite um impulso eletromagnético ativando o *SmartPeg* enroscado ao implante (Figura 8). De acordo com o fabricante, deve repetir-se a medição num ângulo diferente (90°).



Figura 7 Fixação do *SmartPeg* ao implante com a respetiva chave. (Osstell AB, Göteborg, Suécia). [Retirado de <http://www.northsideoralsurgery.net/client_files/file/Osstell-ISQ.pdf>]



Figura 8 Posicionamento da extremidade do dispositivo eletrónico portátil para medição do ISQ. (Osstell AB, Göteborg, Suécia). [Retirado de <http://www.northsideoralsurgery.net/client_files/file/Osstell-ISQ.pdf>]

A análise da frequência de ressonância é obtida a partir da medição da frequência de vibração do *SmartPeg* excitado, obtendo-se então o valor ISQ. Quanto mais estável o implante, tanto maior a frequência (ISQ). O *SmartPeg* apresenta uma frequência de ressonância de vibração mais baixa (entre 1 e 10 kHz) do que o transdutor, tendo um comportamento mecânico mais simplificado. Dado o seu processo de fabrico controlado, os *SmartPegs* apresentam valores de frequência de vibração muito próximos uns dos outros, eliminando a necessidade de calibração pré-operatória ou a introdução de parâmetros de calibragem no sistema, o que representa outra vantagem relativamente aos transdutores. São também mais sensíveis para valores mais baixos de estabilidade implantar, outra vantagem relativamente aos transdutores, distribuindo melhor as frequências de ressonância na escala de ISQ (com valores desde 1, o que era impossível de obter com o transdutor que não funcionava para valores abaixo de 45 ISQ). Por outro lado, como são axi-simétricos, permitem a medição das frequências de vibração em qualquer direção, o que também não acontecia com os transdutores em que o registo era dependente da direção em que este estava colocado sobre o implante. O *SmartPeg* enroscado ao implante tem duas frequências de ressonância fundamentais, vibrando em duas direções, perpendiculares entre si, consoante a direção de estimulação. Uma das vibrações é na direção onde o implante é mais estável e a outra é na direção onde o implante é menos estável. Assim, são fornecidos dois ISQs, correspondentes ao valor mais alto e ao valor mais baixo, respetivamente (ver Figura 9). Por exemplo, um implante com estrias expostas em vestibular pode mostrar um valor baixo, refletindo a falta de osso na direção vestibulo-lingual, e um valor alto, refletindo bom suporte ósseo na direção méso-distal.

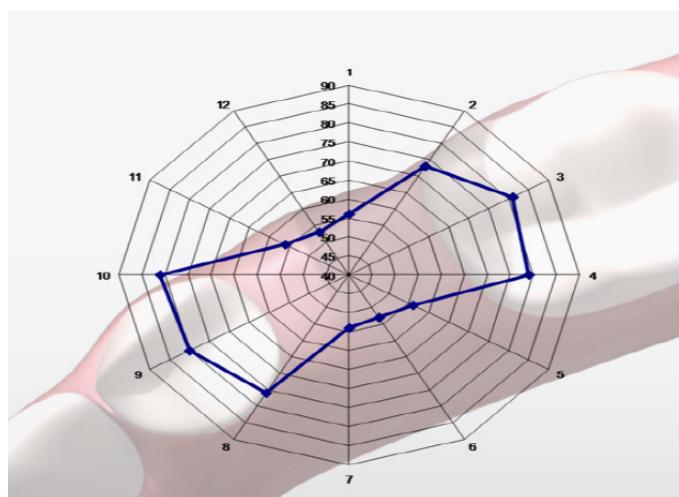


Figura 9 Gráfico ilustrativo de diferentes estabilidades medidas em diferentes direções, para ISQs entre 53 e 81. [Retirado de <http://www.northsideoralsurgery.net/client_files/file/Osstell-ISQ.pdf>]

Por esta razão é recomendada a realização de duas leituras, uma na direção vestibulo-lingual e outra na direção méso-distal, que correspondem habitualmente ao valor mais baixo e ao mais alto, respetivamente, a fim de eliminar a discrepância no registo da primeira frequência de ressonância. Assim com o Osstell™ Mentor foram ultrapassadas algumas das limitações do sistema que o precedeu. Contudo, as dificuldades com a comparação dos valores de ISQ entre diferentes implantes persistiram, em grande medida devido à inexistência de um valor normativo.



Figura 10 Osstell ISQ. (Osstell AB, Göteborg, Suécia). [Retirado de <http://www.northsideoralsurgery.net/client_files/file/Osstell-ISQ.pdf>]

A última versão deste sistema de medidores da estabilidade de implantes da Osstell AB foi introduzida em 2009, o Osstell ISQ (Osstell AB, Göteborg, Suécia), ilustrado na Figura 10. Tal como os seus antecessores, usa a AFR (Análise de Frequência de Ressonância) como método de medição. O seu modo de funcionamento é muito semelhante ao Osstell Mentor que o antecedeu (ver Figura 8). As principais melhorias desta versão são: 1 – Resultados de medição mais rápidos; 2 – *Firmware* atualizado para aumentar a eficiência e facilidade de uso; 3 – Design mais atraente, com visor retro iluminado para exibição dos resultados e com capacidade de armazenar até 400 medições no instrumento; 4 – Tem integrado o *software Data Manager* que permite inserir dados e medições do paciente e armazená-las num computador; 5 – Menor sensibilidade ao ruído eletromagnético. Assim, a utilização deste dispositivo tem-se tornado gradualmente numa prática cada vez mais frequente em implantologia. Existem mais de 500 artigos científicos publicados referentes a estudos realizados com o Osstell. Relativamente ao desenvolvimento da estabilidade implantar em diferentes tipos de qualidade óssea, sabe-se hoje que:

- uma estabilidade inicial elevada, com valores ISQ iguais ou superiores a 70, tende a não aumentar com o tempo, podendo verificar-se uma pequena queda da

estabilidade que tende a nivelar com o tempo aproximando-se do valor médio global de 70 ISQ (até à aplicação de carga/colocação da prótese definitiva); todavia, uma queda acentuada da estabilidade nestes casos deve ser tida como um sinal de alarme, podendo indiciar um insucesso implantar, pelo que devem ser consideradas ações para melhorar a estabilidade;

- uma estabilidade inicial mais baixa ($ISQ < 60$) tenderá normalmente a aumentar com o tempo (devido ao processo de osseointegração), aproximando-se do valor médio global de 70 ISQ (até à aplicação de carga/colocação da prótese definitiva);

- valores de ISQ iguais ou inferiores a 55 devem ser tomados como um sinal de alerta para adoção de medidas a fim de melhorar a estabilidade (podendo considerar-se, por exemplo, recorrer a um implante de maior diâmetro, prolongar o tempo sem carga, etc.) (Sennerby e Meredith, 2008).

Segundo Albrektsson e Zarb (1993), «a conquista e manutenção da estabilidade implantar» passa por evitar o micro movimento, um parâmetro chave para o sucesso do implante. Em 2011 em Atenas, no Simpósio Anual do Fórum Científico da Osstell, a análise da frequência de ressonância (AFR) foi apresentada como tendo uma correlação perfeita para com o micro movimento implantar, pelo que se procurou dar particular relevo a este método clínico de análise de frequências da ressonância. Atualmente, a aplicação clínica da AFR inclui o estabelecimento de: I. uma relação entre o comprimento do implante exposto e os valores de ISQ ou de frequência de ressonância; II. Valores de ISQ distintos inter arcadas e intra-arcada para implantes com diferentes localizações; III. Critério de prognóstico para o sucesso de implantes a longo prazo; IV. Critério de diagnóstico para a estabilidade do implante; V. Medidas para melhorar a estabilização de implantes em locais de baixa densidade óssea.

IV. Implomates®

O Implomates® (BioTech One Inc., Taipei, Taiwan), desenvolvido por Huang e colaboradores (2000), tal como o Osstell®, usa AFR. No entanto, utiliza uma força de impacto para excitar a ressonância do implante em vez de uma onda sinusoidal. A força do impacto é fornecida por um pequeno pilar acionado eletricamente dentro do transdutor. O sinal de resposta recebido é então transferido para um computador para análise do espectro de frequência (variando entre 2-20kHz).



Figura 11 Implomates® (BioTech One Inc., Taipei, Taiwan). [Retirado de <http://www.trade-taiwan.org/en/Products-Detail-index.asp?t_seq=78584>]

i) Outros

V. Onda Oscilatória Pulsada (*Pulsed Oscillation WaveForm* – POWF)

Kaneko e colaboradores (1991) descreveram o uso de uma forma de onda pulsada oscilatória (*Pulsed Oscillation WaveForm* – POWF), obtida a partir da excitação forçada de uma onda de estado estacionário, para analisar as características mecânicas vibracionais da interface implante-osso. A POWF é baseada na estimativa da frequência e amplitude da vibração do implante induzida por uma pequena força pulsante. Este sistema consiste num condutor elétrico-acústico (*AcoustoElectric Driver* – AED), num recetor elétrico-acústico (*AcoustoElectric Receiver* – AER), um gerador de impulsos e um osciloscópio. Tanto o AED como o AER consistem num elemento piezoelétrico e numa agulha fina. As duas agulhas finas conectadas com os elementos piezoelétricos (AED e AER) são encostadas ao implante tocando-o levemente, enquanto é aplicada uma força pulsada multifrequência de cerca de 1kHz. A vibração e ressonância geradas na interface osso-implante do implante excitado são recolhidas e exibidas no ecrã do osciloscópio. Num estudo *in vitro*, Kaneko (1991) mostrou que a sensibilidade do teste POWF dependia da posição e direção da carga. A sensibilidade desta técnica para a avaliação da rigidez da interface osso-implante foi muito baixa (Kaneko, 1991).

VI. Implatest®

O Implatest® (Q Labs Inc., Providence (R.I.), EUA) incorpora todas as características de um teste de impulso convencional numa sonda compacta, portátil e independente. O teste convencional de impulso de um implante requer acelerar um acelerómetro com conectores e fios associados para o implante, golpeando-o com um “martelo” calibrado e, em seguida, gravar e interpretar os dados. Os dados podem ser recolhidos em segundos e é independente do operador (independente da direção ou posição de aplicação do teste sobre o implante). Este método de impulso elétrico permite caracterizar, analisar e monitorizar as características do comportamento dos implantes medidos (Mall *et al.*, 2011). Ao contrário dos testes convencionais de impulso, que exigem anexar um acelerómetro à estrutura a ser testada, o Implatest® flutua o acelerómetro numa membrana flexível dentro do corpo do dispositivo propriamente dito, e o acelerómetro está ligado e acompanha a ponta de gravação do instrumento. Durante a gravação, o acelerómetro recebe um impulso do instrumento e flutua em direção ao implante. A informação do histórico de aceleração ao longo do tempo é enviada e registada num computador quando a ponta do dispositivo toca o implante. Os dados iniciais obtidos quando a ponta

do dispositivo está em contacto com o implante são descartados, e os restantes dados que representam o implante no estado livre, isto é, sem a ação do aparelho de teste, são analisados. A estabilidade do implante pode ser monitorizada em seguida, analisando as alterações nas características do comportamento dos implantes medidos (Mall *et al.*, 2011). No entanto, o Implatest[®] apresenta algumas limitações: usa um único acelerómetro, o que permite gravar a aceleração apenas num único eixo; mudando a direção de percussão são obtidas diferentes gravações; quando se tenta testar um implante com uma prótese fixa múltipla anexada, podem surgir complicações devido ao efeito de fêrula. O comportamento dinâmico de uma prótese múltipla fixa é extremamente complexo devido à influência de todos os implantes ou dentes naturais de suporte ou a uma combinação destes no local específico de teste (Mall *et al.*, 2011).

3. Correlação de Imagem Digital Tridimensional (CID 3D)

Os métodos óticos de medição de campo total, de que é exemplo a correlação de imagem digital, são cada vez mais utilizados na investigação em biomecânica, sendo ferramentas muito promissoras para a análise experimental das propriedades mecânicas dos materiais e estruturas (Sutton *et al.*, 2009; Bornet *et al.*, 2009). Estas técnicas de análise de movimento têm sido amplamente utilizados em biomecânica para medir movimentos de grande escala, tais como a marcha, mas ainda não foram explorados de forma significativa para medir movimentos menores, tais como os deslocamentos do dente sob carga (Bornet *et al.*, 2006) Mesmo sendo cada vez mais usados, carecem ainda da falta de uma completa caracterização metrológica e validação (Bornet *et al.*, 2009).

Ao longo de mais de vinte anos, a correlação de imagem digital (bidimensional e tridimensional) têm demonstrado ser uma ferramenta muito valiosa para medições de deslocamento de campo total. Esta técnica é mesmo um dos métodos óticos mais populares, devido à disponibilidade de pacotes comerciais, ao custo cada vez menor de câmaras digitais e computadores, e pela simplicidade geral (aparente) da preparação da amostra e da configuração da montagem ótica (Bornet *et al.*, 2009).

A Correlação de Imagem Digital Tridimensional (CID 3D) consiste num método ótico de medição sem contacto, que permite determinar o contorno tridimensional da superfície de um objeto e seguir o campo de micromovimentos dessa superfície numa sequência de imagens. O método serve-se das imagens digitais captadas por duas câmaras fotográficas de uma amostra sujeita a uma transformação mecânica, e na aplicação de algoritmos de correlação de imagem com um *software* apropriado. Este *software* de análise de imagem permite obter um campo tridimensional de deslocamento aparente, mapeando uma assim chamada "imagem de referência" para uma "imagem deformada" num conjunto discreto de posições, de acordo com um princípio de conservação de fluxo ótico. Este "mapeamento" está intimamente dependente da preparação da superfície do objeto. Se esta preparação é frequentemente muito simples (por vezes o objeto não necessita de qualquer preparação se a textura da superfície do material tiver contraste suficiente), outras vezes requer um padrão

aleatório de manchas que tem de ser aplicado, o qual é convenientemente realizado por pulverização de pintura do espécime. Este método ótico permite assim a medição da deformação na superfície de um objeto e, não sendo um método clínico, a técnica de CID 3D permite obter informação direta e objetiva sobre deslocamentos, pelo que poderá ser capaz de medir direta e objetivamente, sem contato, os micromovimentos implantares.

De facto, a utilização desta técnica pode vir a revelar-se extremamente útil na área da implantologia, particularmente em estudos clínicos, uma vez que, permitindo examinar em detalhe o comportamento mecânico de um implante em contacto com o tecido ósseo, poderá contribuir para o aperfeiçoamento da geometria do implante, da reabilitação protética e até a adaptação da técnica cirúrgica. A medição dos micromovimentos e micro deformações com esta técnica poderá facultar ao clínico mais informações sobre o prognóstico da reabilitação com implantes, complementando os outros métodos existentes atualmente. Além disso, este método tem, ainda, a vantagem de permitir efetuar comparações detalhadas e críticas de simulações numéricas transitórias com os resultados experimentais correspondentes.

Este trabalho pretendeu assim, além de utilizar as técnicas clássicas de medição da estabilidade implantar pelo método de AFR, usar o método ótico de CDI 3D para explorar com mais precisão os micromovimentos implantares. Se este método provar ser preciso e válido poderá ultrapassar as limitações dos métodos até à data existentes, e ser utilizado para medir deslocamentos quando as coroas e os implantes estão a ser sujeitos a cargas oclusais, objetivo último deste trabalho.

Neste subcapítulo serão abordados em maior detalhe, não só o princípio da correlação de imagem digital como os fundamentos para a obtenção do padrão aleatório essencial para o método e a metodologia para efetuar uma análise por CID 3D. Apresentar-se-á ainda uma revisão bibliográfica sobre os estudos mais recentes publicados sobre o tema.

3.1. O Princípio da Correlação de Imagem Digital

A técnica de CID 3D utiliza a imagem digital de duas câmaras fotográficas de elevada velocidade e os princípios da ótica para estéreo triangular o contorno superficial do objeto (Sutton *et al.*, 2009). Para tal, esta técnica requer um padrão de valores de cinzentos na superfície do objeto. Assim, é possível definir pequenas áreas de estudo na superfície do objeto a analisar e, durante o fenómeno físico a estudar, captar uma sequência de imagens para posterior processamento. Estas pequenas áreas na superfície do objeto, não são mais do que pequenos subconjuntos de $N \times N$ pixéis denominados *subsets* (indicados a vermelho na Figura 12), com uma dispersão de pixéis numa escala de valores de cinzentos. Esta técnica usa depois um algoritmo avançado que permite determinar a translação, rotação e deformação de cada um destes *subsets* numa série de imagens em relação a uma imagem de referência (de *subsets* fixos). Assim sendo, o método segue estes subconjuntos na superfície do objeto durante a deformação, o que traduz o princípio da correlação de imagem digital. Daqui pode resultar um registo temporal do campo de micromovimentos da superfície do objeto por vídeo correlação entre a imagem inicial (imagem de referência) e as imagens subsequentes que permite, por aplicação de conceitos da mecânica e da biomecânica, chegar ao campo de deslocamentos e ao campo de deformações da superfície desse objeto.

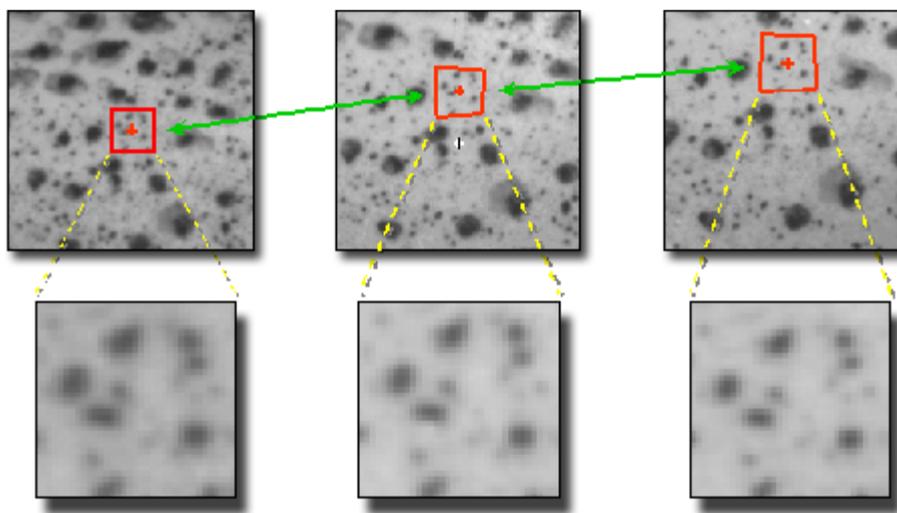


Figura 12 Sequência de imagens digitais da superfície de um objeto com o padrão de valores de cinzentos, onde está ilustrado um pequeno subconjunto denominado *subset* (indicado a vermelho). Este subconjunto apresenta uma dispersão de pixéis numa escala de valores de cinzentos, que pode ser observada mais em detalhe na ampliação correspondente (assinalada pelas linhas amarelas a tracejado). O método de CID 3D segue estes subconjuntos na superfície do objeto durante a deformação numa série de imagens em relação à imagem inicial de referência (setas a verde), o que traduz o princípio da correlação de imagem digital. [Retirado de <<http://www.correlatedsolutions.com/index.php/principle-of-digital-image-correlation>>]

3.2. Fundamentos do Padrão de Manchas

A técnica de correlação de imagem digital (CID) depende de um padrão contrastante sobre a superfície do espécime de teste. Este padrão pode existir naturalmente, ser pintado, ou até mesmo ser projetado na superfície do objeto.

Alguns materiais, tais como a madeira ou o cimento, exibem um padrão próprio que lhes é inerente. Estes padrões podem ser usados para correlação desde que tenham um contraste suficiente, muito embora a aplicação de um padrão seja habitualmente o ideal. Há ainda alguns espécimes que, pela sua textura, apresentam um padrão pontilhado aparente, tais como a areia, o metal rugoso ou o betão. Deve ser tido especial cuidado quando se usam estas texturas como padrão uma vez que a penumbra produzida pela luz e áreas de sombra podem ser frequentemente inconsistentes entre as câmaras da direita e da esquerda, ou podem sofrer modificações inesperadas quando o espécime se move ou se deforma. Assim, para evitar estes problemas, a textura própria dos materiais só deve ser utilizada como padrão quando não é possível aplicar uma das outras alternativas.

A técnica mais comum para a aplicação de um padrão de manchas é com tinta comum. A tinta pode ser usada em qualquer amostra desde que não seja quimicamente afetada nem endurecida pela tinta. Esta é geralmente a melhor escolha para metais, cerâmica e compósitos, podendo o tamanho dos espécimes variar de 25mm a 1,25m. A tinta de eleição deve ser mate, uma vez que tintas com brilho ou acetinadas podem apresentar reflexões especulares, especialmente sob luz intensa. Tipicamente, a superfície do espécime é revestida com tinta branca, em camadas muito finas, uma vez que camadas espessas podem levar a que a tinta escorra, alterando a forma da superfície. A camada com os salpicos deve ser aplicada após a camada de base estar devidamente seca, evitando que as tintas se misturem e confundam. Para espécimes de grandes dimensões, com mais de 4m, pode ser usado um estêncil para criar um padrão apropriado, podendo a tinta ser aplicada por rolo ou aerossóis. Estes estêncis podem ser executados a partir de vinil de fina espessura com as técnicas de corte por água ou laser. Apesar deste padrão poder parecer, de certa forma, homogêneo (o que viola a condição de ser aleatório, requisito fundamental para a correlação de imagem digital, como se sintetiza adiante), permite uma variação suficiente para se obter uma correlação efetiva. Para padrões de menores dimensões, pode simplesmente pulverizar-se a tinta rapidamente passando sobre a superfície do objeto, num movimento de varredura, o que habitualmente permite obter um bom tamanho de manchas para o padrão. Para áreas maiores

há necessidade de conseguir gotas de tinta maiores. Estas podem ser conseguidas por qualquer modificação do bocal ou por estrangulamento do pulverizador. Uma técnica eficaz é a de colocar a superfície horizontalmente para a pulverizar, sendo o bico de pulverização quase empurrado para baixo, obrigando grandes gotas de tinta a sair e cair na superfície do espécime. Contudo, deste modo, uma névoa fina vai pulverizar toda a superfície, deixando um bom padrão de qualidade inferior. Note-se que, estas técnicas de dispersão de tinta são propensas à produção de uma névoa fina na superfície do objeto, o que pode por vezes causar uma distorção na produção da imagem. Este efeito denomina-se *aliasing*⁴⁸, ocorrendo quando a informação é insuficiente para criar uma representação exata do espécime.

A projeção de um padrão na superfície do espécime também é uma técnica viável. O padrão de manchas pode ser projetado na superfície do objeto usando um computador e um projetor. Nesta técnica a luz do espaço envolvente tem de ser bem controlada para permitir um contraste elevado. No entanto, um padrão projetado sobre um objeto em movimento permanece imóvel pelo que esta técnica é útil apenas para medições da forma do espécime, não permitindo calcular deslocamentos.

O melhor padrão para determinado teste é aquele que permite produzir uma correlação efetiva, obtendo os melhores resultados. Para tal, o padrão deve cumprir os seguintes requisitos: ser não repetitivo, isto é, o padrão deve ser aleatório; isotrópico, ou seja, não deverá exibir um viés para uma determinada orientação; e ter alto contraste, evidenciando pretos escuros e brancos brilhantes. De facto, quando estes padrões são referidos como padrões de manchas, as manchas em si não são a unidade de análise. O *software* identifica apenas um campo contrastante, pelo que um padrão de alta qualidade poderá consistir num fundo preto com manchas brancas, que pode funcionar tão bem como um padrão branco com manchas pretas, ou nenhum dos anteriores.

Além dos requisitos já mencionados, a escala do padrão deve ser adaptada ao teste a realizar, isto é, as manchas não deverão ser demasiado pequenas nem demasiado grandes. Na prática, a dimensão das manchas do padrão não é um requisito muito rigoroso, uma vez que é possível utilizar uma ampla gama de tamanhos de manchas e, ainda assim conseguir excelentes resultados. Contudo, um padrão otimizado neste critério permitirá uma maior flexibilidade. Para obter um padrão otimizado tem de ter-se presente o princípio da correlação da

⁴⁸*Aliasing* refere-se ao fenómeno produzido quando um sinal é imperfeitamente reconstruído a partir do sinal original. [<http://www.chegg.com/homework-help/definitions/aliasing-4>].

imagem digital, anteriormente apresentado: em CID, um pequeno subconjunto (*subset*) da imagem é seguido à medida que o espécime se move e deforma; para executar esta tarefa, o subconjunto referido é deslocado até obter uma correspondência o mais próxima possível entre o padrão na imagem deformada e o padrão na imagem de referência, sendo esta correspondência calculada como a diferença total nos níveis de cinzentos em cada ponto.

Assim sendo, se a dimensão das manchas do padrão for demasiado grande, pode ocorrer que alguns subconjuntos possam estar inteiramente num campo preto ou inteiramente num campo branco, não permitindo portanto efetuar uma boa correspondência como quando todos os subconjuntos têm uma correspondência exata em toda a área de interesse. Este erro ocorre quando a dimensão do subconjunto é muito pequena para o padrão em causa, resultando em áreas vazias. Este fenómeno pode ser compensado aumentando a dimensão dos subconjuntos, mas isso reduz a resolução espacial, isto é, recorrendo a subconjuntos maiores, diminui-se a capacidade para medir gradientes finos.

Reciprocamente, se a dimensão das manchas do padrão for demasiado pequena, a resolução das câmaras pode não ser suficiente para representar o objeto com precisão, ocorrendo *aliasing*. À medida que o espécime se move e o padrão interage com o sensor de pixéis, a imagem produzida não se move exatamente de igual forma, obtendo-se imagens após o processamento dos resultados que evidenciam frequentemente um pronunciado padrão de moiré⁴⁹. Além deste efeito, padrões muito finos são também muito sensíveis no que diz respeito à focagem. As áreas desfocadas podem tornar-se simplesmente cinzentas, inviabilizando a correlação de imagens digitais. Em regra, as manchas deverão ter um tamanho entre 3-4 pixéis para evitar estes problemas, devendo ser visíveis como unidades distintas em vez de surgirem como ruído digital aleatório.

Deste modo, grelhas não são ideais como padrões para DIC, pois apesar de poderem evidenciar alto contraste e serem isotrópicas, o padrão é repetitivo. Contudo, podem ser usadas desde que com precaução, devendo ter-se muita atenção quando selecionado o ponto inicial de correspondência pois, com uma grelha perfeita, é possível para DIC encontrar uma correspondência “boa” com um desvio de um ou mais espaços dessa

⁴⁹**Padrão de moiré** é o resultado de uma sobreposição de estruturas periódicas ou quase-periódicas deverá depender quer das estruturas originais quer da posição de uma estrutura em relação à outra. Pensa-se que a primeira grande aplicação do fenómeno moiré foi na China, em tempos antigos, onde se criavam efeitos de padrões dinâmicos em panos de seda. O primeiro cientista a usar o termo moiré no campo da ótica foi Lord Rayleigh (conhecido pelo estudo da radiação do corpo negro e consequente catástrofe do UV) [<http://nartural.ua.pt/moire/origem.html>].

mesma grelha. Além disso, se a área de interesse for demasiado pequena para a grelha utilizada, podem ocorrer múltiplas correspondências, por exemplo, ao longo de uma linha. Assim, a área de análise, ou seja, a dimensão dos subconjuntos (*subset*) deve ser grande o suficiente para permitir conter, pelo menos, um ponto de interseção entre as linhas de uma grelha.

Apesar destas linhas orientadoras para a obtenção de um bom padrão, podem conseguir-se bons resultados com espécimes e padrões muito diferentes e que se desviam destas técnicas. Assim, as opções para preparação e análise das amostras são um desafio individual, devendo os espécimes e técnicas ser adaptadas a cada caso particular de modo a minimizar as imagens obtidas de pouca qualidade, as dificuldades no seu processamento e análise, e permitindo alcançar os melhores resultados possíveis.

3.3. Metodologia para análise por Correlação de Imagem Digital

Para executar uma medição por CID 3D é necessário cumprir a seguinte sequência:

- 1º Preparar o espécime;
- 2º Montagem, direcionamento e focagem das câmaras;
- 3º Calibração do sistema de câmaras;
- 4º Execução do ensaio, procedendo à aquisição de imagens;
- 5º Correlação de imagem tridimensional;
- 6º Análise e processamento dos resultados.

3.3.1. Preparação do espécime

A região de interesse do espécime de teste tem de ser preparada com a aplicação de um padrão de manchas isotrópico e aleatório, conforme se descreveu em detalhe no capítulo 2 relativa aos Fundamentos do Padrão de Manchas.

3.3.2. Montagem, direcionamento e focagem das câmaras

— Montagem do equipamento —

Para o sistema Vic-3D (Correlated Solutions[®], Columbia, USA), a montagem das câmaras estéreo envolve as seguintes etapas:

- Instalação do tripé na posição desejada à altura adequada ao ensaio a realizar, verificando-se o nivelamento das pernas deste e trancando as mesmas devidamente, assegurando a estabilidade do tripé.
- Em seguida, incorpora-se na cabeça do tripé uma peça que permite ajustar a montagem nos 3 eixos do espaço, facultando maior flexibilidade e maior número de graus de liberdade, e verifica-se novamente o nivelamento e estabilidade de toda a estrutura.

- À parte superior desta estrutura anexa-se um dispositivo de deslizamento para extensão da montagem.
- A este dispositivo é adaptada a calha de alumínio que suporta as câmaras, voltando a verificar-se o nivelamento e estabilidade de toda a estrutura.
- Posteriormente, fixam-se as duas câmaras fotográficas de alta velocidade (Point Grey GRAS-20S4M-C, PENTAX TV LENS 75mm, 1:2.8, de resolução 1624x1224 pixéis) aos respetivos dispositivos de montagem giratórios.
- De seguida estes são aparafusados à calha de alumínio.
- Por fim, retificam-se os apertos de todas as juntas e verifica-se novamente o nivelamento e estabilidade de toda a estrutura.

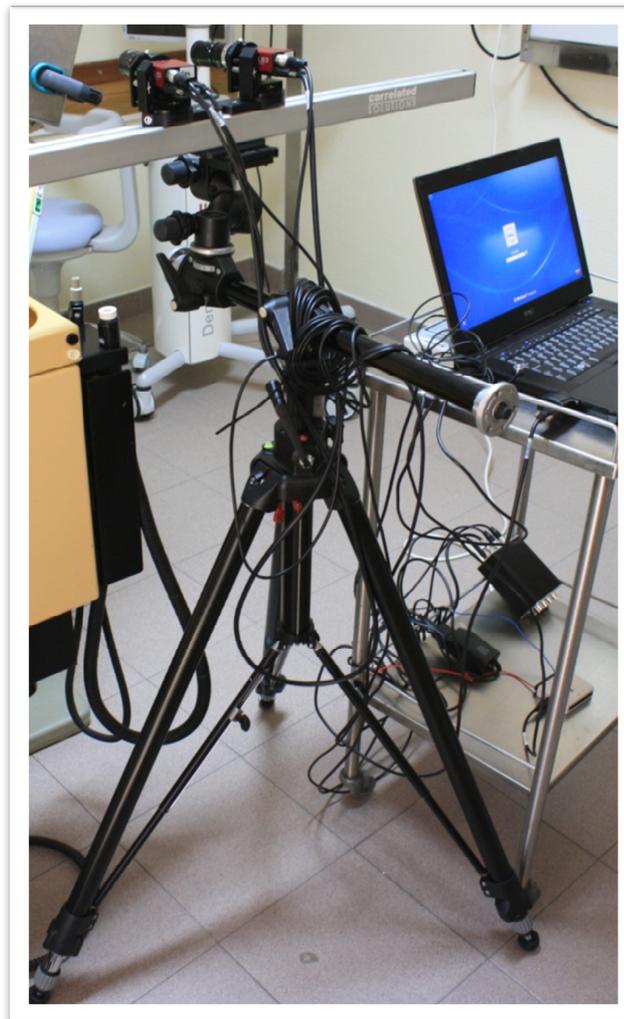


Figura 13 Fotografia da montagem das câmaras para o Vic-3D.

— Direcionamento das câmaras —

Para orientar as câmaras para a área de interesse do espécime, é necessário ajustar e apertar todos os graus de liberdade da montagem anterior. Posiciona-se então o espécime preparado na localização adequada para executar o teste, com o padrão de manchas voltado para as câmaras. Antes de apontar as câmaras, ligam-se todos os fios elétricos, cabos de transmissão de dados e fontes de alimentação do equipamento, de acordo com as indicações de montagem do fabricante. Liga-se também a fonte de iluminação direcionada para o espécime de teste.

Em seguida, inicia-se o *software* Vic-Snap (Correlated Solutions[®], Columbia, USA) para obter imagens em tempo real de ambas as câmaras, auxiliando na orientação das mesmas. Quando se abre este programa, surge no monitor uma janela para cada câmara que permite “ver” imagens do objeto ao vivo (figura 14).

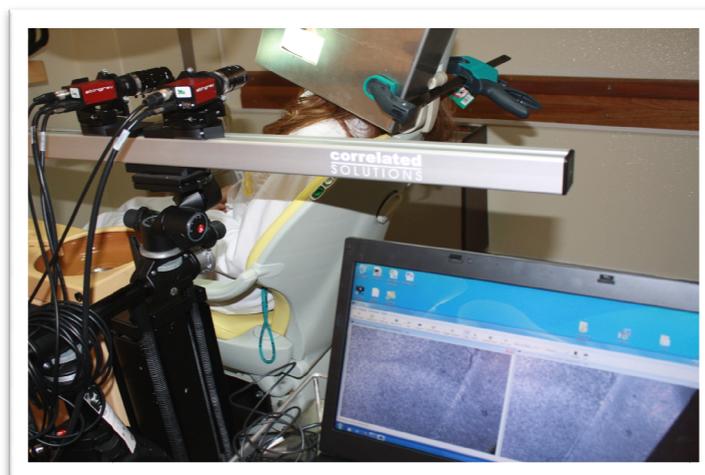


Figura 14 Fotografia do procedimento de direcionamento das câmaras durante o ensaio clínico. Pode observar-se no monitor do computador o programa Vic-Snap exibindo uma janela para cada câmara com a respetiva imagem do padrão de manchas em tempo real.

Posiciona-se então o equipamento com as câmaras de modo a enquadrar o espécime no campo de visão. A distância entre o sistema de câmaras e o objeto é determinado pelas lentes disponíveis. A distância aproximada da montagem em relação ao espécime é fixada de modo a que toda a área de interesse do objeto fique contida no campo de visão ao longo do ensaio, não considerando apenas a imagem inicial, mas tendo em conta o deslocamento esperado do espécime no

decorrer do teste. Uma vez selecionadas as lentes apropriadas e fixada a distância da montagem, é possível direcionar cada uma das câmaras individualmente de modo a que as imagens obtidas ao vivo no monitor permitam “ver” a mesma vista do objeto, ajustando todos os graus de liberdade da montagem e apertando eficazmente todos os dispositivos para o efeito. As câmaras devem ser posicionadas, com um ângulo entre si de cerca de 15 a 45°, e centradas de modo aproximadamente simétrico em relação ao objeto (para manter o nível de ampliação entre as câmaras consistente), conforme se exemplifica na ilustração 1.

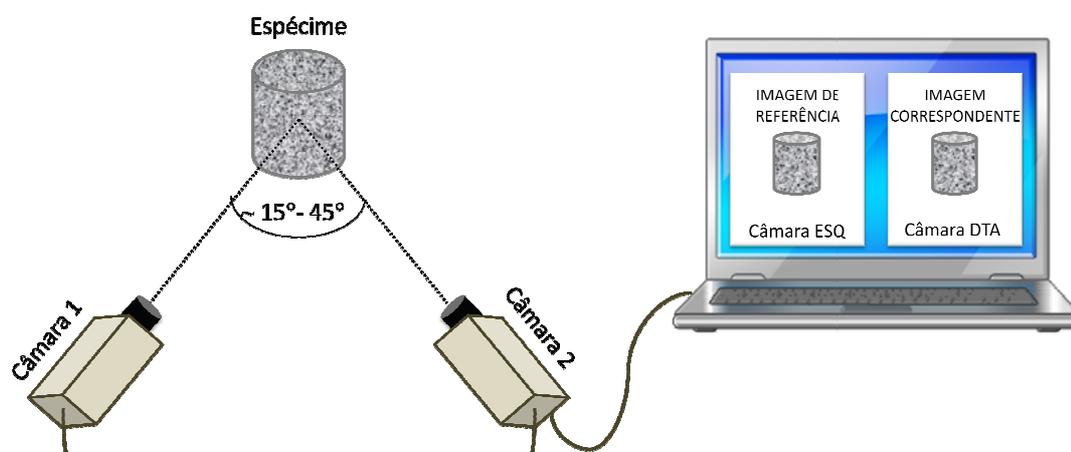


Ilustração 1 Diagrama representativo do posicionamento das câmaras em CID 3D.

— Focagem —



Figura 15 Fotografia de uma das lentes usadas neste estudo.

Posicionada a montagem e orientadas as câmaras, pode proceder-se à focagem. As lentes do sistema utilizado neste estudo (figura 15) possuem um anel de focagem e um anel para abertura da lente, cada qual munido de um parafuso de bloqueio. O anel de abertura da lente é o mais próximo da câmara. Antes de iniciar a focagem é importante não esquecer de aliviar os parafusos de bloqueio. Deve ter-se cuidado para não desapertar a própria lente, evitando que esta possa cair.

Para atingir uma imagem focada e nítida de toda a área de interesse do espécime utiliza-se o anel de focagem de cada lente, podendo recorrer-se à ampliação das imagens para verificar a focagem fina de todo o objeto de estudo e examinar detalhes das imagens. Quando se pretende focar adequadamente espécimes

de reduzidas dimensões e com grandes ampliações, como neste estudo, a iluminação ambiente é frequentemente insuficiente, sendo necessária iluminação suplementar. Neste sentido, utilizou-se para este estudo um sistema de iluminação de fibra ótica que foi adaptado à montagem, ajustando-se a intensidade luminosa para permitir uma focagem precisa. O posicionamento do sistema de iluminação requer especial cuidado de modo a evitar a reflexão da luz na superfície do objeto de estudo, particularmente em espécimes muito curvos ou que refletem a luz, como, por exemplo, em metais.

Uma técnica para auxiliar na focagem é aumentar a abertura da lente no máximo (valor mais baixo de F), o que reduz a profundidade de campo e torna os problemas de focagem muito evidentes. Contudo, ao aumentar a abertura da lente, o brilho da imagem também aumenta e, quando se atinge o valor de saturação, isto é, quando os pixels da imagem são levados ao valor máximo de brilho, surgem áreas a vermelho. Assim, à medida que se efetua o ajuste da focagem para obter uma imagem nítida, é necessário ajustar também o brilho da imagem. Para tal, estão disponíveis duas ferramentas: o controlo da abertura da lente e a definição do tempo de exposição.

Para grandes ampliações e quando se usam câmaras de elevada resolução, deve ter-se especial cuidado em relação à seleção de aberturas da lente muito baixas (valores de F elevados), visto que estas podem limitar a resolução devido à difração, resultando em imagens muito tremidas. Nestes casos é necessário encontrar um equilíbrio entre a profundidade de campo (que requer valores de F elevados) e a resolução (que requer valores de F baixos). A profundidade de campo é importante mesmo para espécimes planos (como é o caso do provete de aço no ensaio piloto), uma vez que, as câmaras se encontram numa posição oblíqua em relação ao objeto. Acresce ainda que, uma profundidade de campo reduzida dificulta a calibração, impedindo que se consiga obter uma gama ampla de posições do alvo de calibração. E uma vez efetuada a calibração do sistema, a abertura da lente não pode ser modificada.

Quanto ao tempo de exposição, este refere-se ao período de tempo em que os sensores das câmaras recebem luz enquanto recebem uma nova imagem. Tempos de exposição mais longos produzem imagens com mais brilho e podem também produzir imagens tremidas se ocorrerem deslocamentos significativos durante o período de exposição. Em muitos casos, uma imagem tremida pode não representar um problema para o teste em si, contudo, é uma questão muito importante quando se

efetua a aquisição das imagens de calibração manualmente, ou seja, com uma grelha de calibração segura em mão. «Uma regra de ouro é manter o tempo de exposição abaixo de $1/f$ (em que f representa o comprimento focal das lentes em mm).» Assim, para lentes de 50mm, por exemplo, significa que o limite será aproximadamente de 20ms.

Por oposição à abertura da lente, o tempo de exposição pode ser ajustado após a calibração do sistema se as condições de iluminação sofrerem modificações ou se o espécime ficar mais brilhante/escuro. Uma vez definidos a abertura da lente e o tempo de exposição, a imagem deve estar o mais brilhante possível sem que haja pixéis distorcidos (áreas a vermelho) na área de interesse para o ensaio.

Depois de focada a imagem, deve travar-se o parafuso de bloqueio respetivo e ajustar-se a abertura da lente para o valor adequado ao ensaio a realizar, de modo a permitir uma boa profundidade de campo com o plano focal bem centrado, apertando-se também o parafuso de bloqueio correspondente.

Nesta fase, todos os ajustes devem ser cuidadosamente fixados para se poder iniciar a calibração visto que qualquer modificação no sistema de câmaras irá invalidar a calibração efetuada. Assim, antes de efetuar a calibração, devem: verificar-se o aperto da coluna do tripé; amarrar-se os cabos das câmaras firmemente para evitar que a ação de forças externas sobre os cabos resulte na aplicação de uma alavanca para a câmaras; confirmar-se o aperto da inclinação e rotação nas montagens das câmaras; e travar-se o anel de focagem e ajustes efetuados na abertura das lentes.

3.3.3. Calibração

A calibração com o Vic-3D serve para estabelecer dois conjuntos distintos de parâmetros: os parâmetros intrínsecos e os parâmetros extrínsecos. Os parâmetros intrínsecos são específicos de cada câmara e sofrem modificação se for alterada a focagem ou a abertura da lente, ou se a lente for movida. Os parâmetros intrínsecos incluem a distância focal, o centro do sensor (isto é, o ponto no sensor que corresponde ao centro da lente), e os aspetos de rácio. Já os parâmetros extrínsecos definem

a relação entre as duas câmaras no sistema estéreo e sofrem alteração se as câmaras forem movidas, inclinadas ou rodadas. Envolvem o cálculo de 3 ângulos entre as câmaras (alfa, beta, gama) e dos deslocamentos em X, Y e Z.

A calibração pode ser realizada através de uma calibração estéreo ou sincronizada, onde os parâmetros intrínsecos e extrínsecos são calculados em conjunto, ou através de uma calibração separada. Para a maioria das aplicações, é usada uma calibração estéreo, ou seja, o alvo de calibração é fotografado simultaneamente por ambas as câmaras, e as imagens sincronizadas do alvo são utilizados para calibrar o sistema por completo num único passo. Contudo, em certas situações, uma calibração sincronizada não é exequível. Por exemplo, no caso de medições de campos de visão muito grandes, o uso de uma grelha suficientemente grande não será prático; ou quando se usam câmaras que não permitem sincronização. Nestes casos, pode ser necessário ou vantajoso calibrar as câmaras separadamente, sendo usado para tal um método de calibração separada, em que cada câmara adquire imagens do alvo separadamente. Estas imagens são utilizadas para calcular os parâmetros intrínsecos para as câmaras, sendo a calibração dos parâmetros extrínsecos do sistema efetuada posteriormente.

Há ainda alguns casos em que é possível efetuar uma calibração estéreo mas para os quais é vantajoso calibrar os parâmetros extrínsecos separadamente ou refiná-los, utilizando uma imagem de manchas. Em certas configurações complexas em espelho, tais como a partir de um painel de vidro, por exemplo, ou outras configurações de teste que incluam distorções não padronizados, efetuar uma calibração externa permite melhorar os resultados. De igual modo, quando as câmaras têm de ser movidas após a calibração ou se sofreram algum impacto, pode ser vantajoso tentar efetuar uma calibração de orientação externa. Regra geral, em qualquer momento que se execute uma correlação e se obtenha um erro de projeção maior do que o esperado, calibrar os parâmetros extrínsecos separadamente por meio de uma calibração externa permite melhorar os resultados.

— Seleção da Grelha de Calibração —

Antes de iniciar a calibração propriamente dita, selecionou-se o alvo de calibração. O alvo de calibração apropriado para um dado ensaio é aquele que preenche aproximadamente todo campo de visão em ambas as câmaras, ficando nele contido durante a aquisição de imagens. Para este trabalho

foram utilizadas grelhas fornecidas com o equipamento, fabricadas em vidro de silicato sodo-cálcico, com um revestimento escuro gravado extremamente frágil, por serem aquelas que possuíam uma dimensão adequada ao ensaio a realizar. Estes alvos de calibração possuem um conjunto de definições comuns para o *software* Vic-3D (Correlated Solutions®, Columbia, USA), conforme se pode observar na ilustração 2 e na tabela 2:

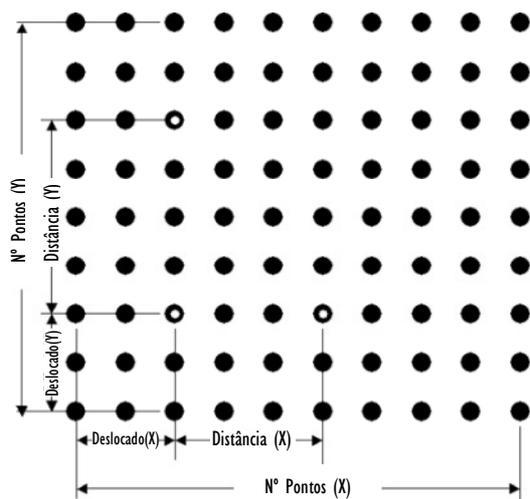


Tabela 2 Definições comuns das grelhas de calibração para o Vic-3D.

Definições das grelhas para o Vic-3D	
Nº pontos (X)	9
Nº pontos (Y)	9
Deslocado (X)	3
Deslocado (Y)	3
Distância (X)	3
Distância (Y)	4

Ilustração 2 Diagrama do alvo ou grelha de calibração ilustrando o significado dos parâmetros.

A configuração da iluminação pode frequentemente afetar a seleção dos alvos de calibração. Os alvos usados neste trabalho, em particular, são projetados para serem retro iluminados por uma fonte de iluminação de luz fria (ex. fibra ótica). A iluminação de fundo deve ser difusa (ou pelo menos posicionada tão longe do alvo quanto possível), proporcionando uma iluminação adequada para a captura de imagens, uma vez que uma fonte de luz intensa ou direcionada pode originar reflexão da luz esbatendo a imagem da grelha. Assim, é necessário especial cuidado com a iluminação do alvo de calibração para evitar a reflexão da luz.

— Calibração Sincronizada —

Para efetuar a calibração não é necessário posicionar o alvo de calibração na localização exata do espécime em estudo, visto que este procedimento não é específico em relação a um plano ou volume no espaço (a calibração permite o cálculo de variáveis associadas à posição das câmaras e

formação das imagens). Contudo, é conveniente aproximar grosseiramente o alvo de calibração do plano pretendido para o objeto de estudo, o que garante que as câmaras estejam já direcionadas para ele e que este esteja bem focado. Idealmente, o espécime pode ser retirado e recolocado com a grelha de calibração. No entanto, quando não é prático para realizar o ensaio, pode efetuar-se a calibração diretamente à frente do espécime, o que frequentemente requer maior profundidade de campo uma vez que a grelha de calibração fica deslocada (à frente) em relação ao plano focal. Todavia, quando a profundidade de campo é insuficiente para calibrar à frente do espécime e este não pode ser deslocado da posição do ensaio, pode ser necessário rodar ou mover a montagem para proceder à calibração. Quando esta situação se verifica é muito importante não perturbar a posição das câmaras. A melhor forma para o conseguir é rodar suavemente a calha da montagem que suporta as câmaras e adquirir as imagens de calibração à esquerda ou à direita do espécime, voltando novamente a calha para o centro, o que envolve o mínimo de vibração e impacto comparando com o arrastar o tripé da posição original. Quando é mesmo necessário deslocar toda a montagem, pode ser útil marcar a localização inicial de cada pé do tripé para facilitar encontrar a posição e rotação originais, depois do procedimento da calibração.

A aquisição das imagens do alvo de calibração é efetuada no programa Vic-Snap, sendo necessário criar um projeto para o efeito. A superfície da grelha de calibração revestida pela película escura deve ficar voltada para as câmaras durante a aquisição das imagens, envolvendo várias posições com rotações significativas em torno dos três eixos do espaço. Alguma saturação das imagens é aceitável, desde que os pontos negros do alvo de calibração não apareçam brancos e brilhantes. As imagens de calibração devem estar muito bem focadas em toda a largura e altura do alvo. Para cada par de imagens, uma de cada câmara, a grelha de calibração deve estar totalmente visível em ambas. Se a calibração for realizada aproximadamente no mesmo plano em que o espécimen de teste se encontra, isto verifica-se naturalmente. No entanto, se um ponto da grelha ficar parcialmente fora do limite da imagem, será descartado. Contudo, se a imagem for parcialmente bloqueada, por exemplo, com a sombra de um dedo ao segurar o alvo, o Vic-3D pode estimar o centro incorretamente, o que se traduz num erro elevado que poderá ser visível para essa imagem particular. Para evitar-se este problema, não deve recorrer-se a um alvo de calibração mais pequeno, uma vez que não irá preencher aproximadamente o campo de visão, afetando a perceção da distorção. Para estimar com precisão a distorção, os pontos da grelha devem cobrir os cantos do campo da imagem, pelo menos nalgumas

imagens, o que se verifica quando se usa um alvo de calibração de dimensão adequada. Usar uma grelha mais pequena, exige portanto movê-la especificamente para cada um dos cantos do campo de visão e captar essas imagens. Além disso, inclinar apenas essa grelha, não fornece as informações necessárias sobre a perspetiva. Assim, quando se utiliza uma grelha que não preenche o campo de visão, são necessárias mais imagens em todas as regiões do campo de visão, bem como mais próximas e mais afastadas da câmara.

Após a aquisição das imagens do alvo de calibração, pode efetuar-se a calibração propriamente dita no Vic-3D no menu «Calibração». Para tal, selecionam-se as imagens de calibração pretendidas e aciona-se a «Calibração do sistema estéreo». Surge então uma caixa de diálogo, onde se seleciona o alvo de calibração usado da lista de grelhas disponíveis (ver figura 16). Se a grelha usada não estiver listado no menu suspenso, é possível editar as configurações das grelhas ou adicionar os dados relativos a um novo alvo de calibração. Ao clicar «+» neste menu, o Vic-3D tentará extrair automaticamente as informações da rede, e preenchê-las se encontrado o alvo correspondente, sendo apenas necessário inserir neste caso, o espaçamento dos pontos na grelha. Selecionada a grelha de calibração na caixa de diálogo, clica-se em «Analisar» para o *software* processar as imagens e calibrar.

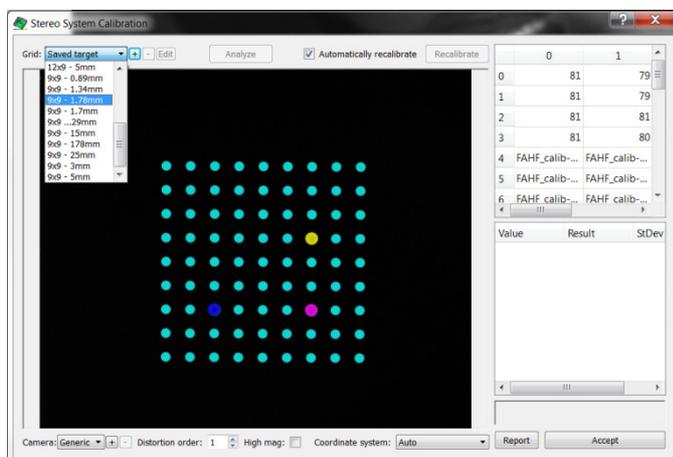


Figura 16 Imagem do Vic-3D 2010 onde se exhibe o procedimento de seleção da grelha para calibração do sistema de câmaras sincronizadas.

O Vic-3D corre a sequência das imagens da grelha de calibração com os pontos-alvo iluminados e, ao passar por cada imagem extrai os centros dos pontos. Estando a análise das imagens concluída, surge no monitor um relatório dos resultados da calibração e é atribuída uma pontuação aos erros de calibração. Estes erros são exibidos por imagem, bem como uma avaliação global do erro.

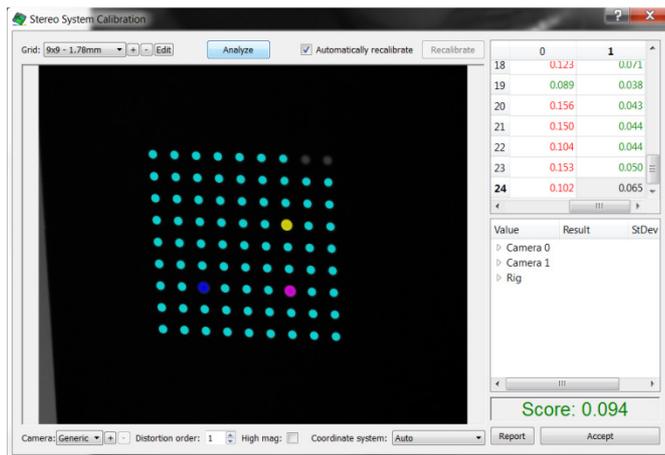


Figura 17 Imagem do Vic-3D 2010 exibindo o resultado global (no canto inferior direito) para uma calibração do sistema de câmaras sincronizadas.

Para cada imagem, é então exibida uma pontuação. Esta pontuação traduz o erro médio (em pixels) entre a posição onde o ponto alvo foi encontrado na imagem e a posição teórica na qual o modelo matemático da calibração coloca o ponto. Os resultados bons são exibidos a verde; resultados piores surgem a vermelho. O resultado final (em pixels) é exibido na parte inferior direita da caixa de diálogo (ver figura 17), e é tanto melhor quanto menor o valor. Sempre que se verifica uma boa calibração, com um bom número de imagens de calibração, com uma boa inclinação e preenchimento do campo de visão, a pontuação global do erro de calibração (ou seja, o valor resultante dos desvios-padrão para todas as imagens) é exibida a verde.

Uma vez concluída a calibração, são apresentados os resultados da mesma com os parâmetros relativos à orientação das câmaras e os correspondentes intervalos de confiança (intervalos estes tanto menores quanto melhor a sequência de imagens de calibração efetuada). Os parâmetros de orientação são respeitantes à geometria das câmaras, isto é, à posição de uma câmara em relação à outra nos três eixos do espaço, tendo em conta a rotação (em graus) e a translação (em mm) de cada uma delas. Os parâmetros das câmaras envolvem: a posição do sensor, onde a lente está centrada (*center* (x,y)); a distância focal da lente em pixels (*focal length* (x,y)); a

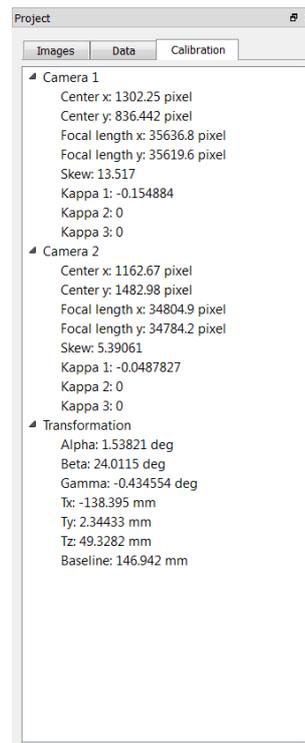


Figura 18 Imagem do Vic-3D 2010 mostrando os resultados dos parâmetros intrínsecos e extrínsecos estabelecidos para uma calibração do sistema de câmaras sincronizadas.

inclinação do sensor (*skew*); e os coeficientes de distorção radial das lentes (κ (1,2,3)). Para visualizar um relatório contendo todas as informações como texto, basta clicar em «Relatório». Este relatório também pode ser copiado para a área de transferência e guardado para referência futura. Sempre que o valor da pontuação global do erro de calibração e os intervalos de confiança destes parâmetros são aceitáveis, basta clicar em «Aceitar» para usar esta calibração.

3.3.4. Execução do ensaio

Terminada a calibração pode dar-se início à aquisição das imagens de teste. Todavia, é conveniente verificar previamente a posição do espécime e da montagem, confirmando a focagem nítida e correta iluminação de toda a área de interesse do objeto de estudo, uma vez que a posição das câmaras, focagem e abertura da lente não pode ser modificada nesta fase, sob pena de ser necessário efetuar uma nova calibração.

No programa Vic-Snap, é possível selecionar diferentes modos para a aquisição das imagens de teste: manual; semi-manual, automática; ininterrupta, cronometrada. Logo após a aquisição da primeira imagem estática do espécime é possível analisá-la, antes de efetuar o teste propriamente dito. Este procedimento permite verificar se a montagem e o espécime reúnem as condições necessárias para prosseguir com o ensaio, e se não existem problemas com a iluminação, calibração, focagem, ou com o padrão aplicado na superfície do espécime. Deste modo, analisando apenas a primeira imagem adquirida, é possível, num espaço de tempo de poucos minutos, confirmar se o erro é baixo e se a forma do espécime é a correta, o que pode revelar-se uma salvaguarda muito importante antes de realizar o ensaio, particularmente em testes dispendiosos ou destrutivos. Regra geral, é melhor ter imagens a mais do que de menos, visto que estas podem sempre ser descartadas ou ignoradas posteriormente. Durante o ensaio é conveniente monitorizar as imagens ao vivo para certificar-se de que não se verificaram alterações de focagem ou iluminação devido ao deslocamento do espécime. Terminado o teste, para a análise das imagens do ensaio é necessário reabrir o programa Vic-3D.

3.3.5. Correlação de imagem digital tridimensional

Para iniciar o procedimento de correlação no programa Vic-3D é necessário selecionar e importar para o projeto atual uma calibração existente e selecionam-se as imagens que se pretendem analisar. A primeira imagem destas aparece assinalada com uma seta a vermelho, o que indica que essa é a imagem de referência (figura 19). A imagem de referência é a imagem do estado inicial do espécime, captada antes da aplicação de carga. No Vic-3D todas as análises de deslocamento são calculadas em relação a esta imagem de referência, sendo os deslocamentos obtidos num sistema de coordenadas de Lagrange⁵⁰.

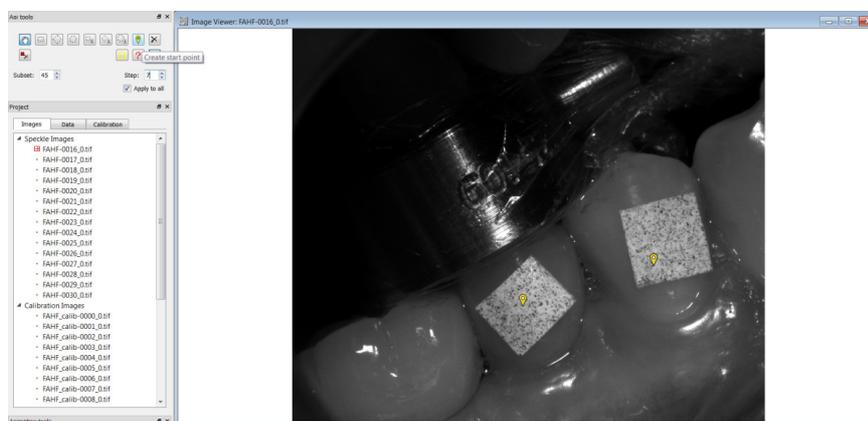


Figura 19 Imagem do Vic-3D 2010 onde pode observar-se a imagem de um projeto selecionada para imagem de referência (à direita) e assinalada com uma seta a vermelho na coluna da esquerda.

Para iniciar o processo de correlação é necessário definir a área de interesse⁵¹ do espécime. Na barra de ferramentas do Vic-3D estão disponíveis 3 tipos de áreas para o efeito: um retângulo, um polígono e um círculo. Seleciona-se a forma apropriada e aplica-se na área de interesse da imagem.

⁵⁰**Sistema de coordenadas de Lagrange**, combina a conservação do momento linear com a conservação da energia, em que a trajetória de um sistema de partículas é obtida resolvendo as equações de Lagrange. A especificação de Lagrange do campo de fluxo é uma maneira de olhar o movimento fluido em que o observador segue uma parcela individual de fluido à medida que esta se move através do espaço e do tempo. Traçando a posição dessa parcela individual através do tempo obtém-se a trajetória da mesma.

⁵¹**Área de interesse** compreende a porção da imagem que possui o padrão de manchas e que será analisada para levantamento da forma e medições de deslocamento.



Figura 20 Imagem do Vic-3D 2010 onde podem observar-se as áreas de interesse delimitadas na imagem de referência selecionada (à direita).

A dimensão dos subconjuntos (*subset size*) e o tamanho do passo (*step*) podem ser selecionados depois de criada uma área de interesse. A dimensão dos subconjuntos controla a área da imagem que é usada para seguir o deslocamento entre as imagens. Tem de ser suficientemente grande para garantir que não há um padrão característico contido na área utilizada para correlação. Alterando-se o tamanho do subconjunto, pode observar-se o tamanho atual ilustrado por uma grelha sobre a área de interesse da imagem, como se pode observar na figura 20. A dimensão do subconjunto pode ser sugerida pelo programa Vic-3D, que seleciona um tamanho calculado para dar um intervalo de confiança ideal de 0,01 pixéis para um determinado nível de ruído assumido. O tamanho do passo, por sua vez, controla o espaçamento dos pontos que são analisados durante a correlação. Se for escolhido um tamanho do passo de 1, a análise de correlação é realizada para cada *pixel*, dentro da área de interesse. Um tamanho de passo de 2 significa que será realizada uma correlação em todos os outros pixéis em ambas as direções horizontal e vertical, e assim sucessivamente. Note-se que o tempo de análise varia inversamente com o quadrado do tamanho do passo, isto é, um tamanho de passo de 1 demora 25 vezes mais a analisar do que um tamanho de passo de 5.

Geralmente pode executar-se a correlação imediatamente após a seleção da área de interesse. Todavia, se a correlação falha ou se é executada muito lentamente, pode ser necessária uma estimativa inicial. Contrariamente a versões mais antigas, no Vic-3D 2010, estas estimativas iniciais são necessárias muito raramente. Alguns casos em que elas ainda podem ser necessárias incluem: ângulos grandes ou múltiplos das câmaras (em vez de um ângulo único em estéreo); superfícies altamente curvadas, como os pilares dos implantes, por exemplo; grandes rotações entre imagens sucessivas; padrões de manchas

muito finas ou indistintas; ou calibrações pobres. Na ausência destas condições, pode simplesmente selecionar-se a área de interesse e executar a correlação imediatamente.



Figura 21 Imagem do Vic-3D 2010 onde pode observar-se a aplicação de pontos iniciais (pequenos balões amarelos) para a correlação. (Note-se que, para o ponto mais à esquerda, iluminado a verde no centro, foi possível obter 100% de correspondência em todas as imagens selecionadas para o projeto em análise.)

Assim, nalgumas situações, pode ser necessário colocar pontos de início para a correlação. Para colocar um ponto inicial, basta clicar no ícone correspondente e aplicar sobre a imagem de referência, como exemplifica a figura 21. Podem selecionar-se vários pontos de início em simultâneo. Estes serão analisados em paralelo e o resultado processado a partir de cada um, ao mesmo tempo. Os pontos iniciais não estão associados a uma área de interesse específica, podendo ser colocados em sobreposição à área de interesse, ou mesmo completamente fora dela. No entanto, iniciar pontos muito longe de uma área de interesse não terá qualquer utilidade. Geralmente é melhor colocar um ponto de partida na zona da imagem que sofre a menor quantidade de movimento durante o ensaio. Por exemplo, se uma amostra é testada num ensaio de tração, o ponto de partida deve ser colocado o mais próximo possível da pega fixa. Colocar o ponto inicial desta forma vai ajudar a garantir a plena correlação automática. Por outro lado, se é expectável que um espécime venha a falhar ou quebrar durante o ensaio, pode ser muito útil colocar pontos de partida de cada lado da amostra de modo que, quando a fratura ocorrer, ainda haverá um ponto de partida em ambas as superfícies. Para grandes transformações ou rotações, é vantajoso colocar marcas fiduciais, integradas dentro de um padrão impresso ou simplesmente desenhadas sobre a superfície com um marcador. Estas marcas podem ser muito mais facilmente localizadas do que o padrão aleatório, especialmente se, por exemplo, uma imagem for rodada 180 graus em relação à outra.

Uma vez colocado um ponto de partida, o Vic-3D começa a procurar estimativas iniciais no fundo da imagem. Se não forem encontradas suposições de correspondências iniciais automaticamente, pode ser necessária a edição manual. Na maioria dos casos em que é necessária uma estimativa inicial manual, basta fornecer um palpite estéreo (para o par inicial de referência), para as estimativas de deformação serem determinadas automaticamente durante o processo de correlação. Para facilitar este processo tanto quanto possível, devem adquirir-se muitas imagens, e manter deslocamentos pequenos entre duas imagens consecutivas; além disso devem colocar-se os pontos iniciais em áreas de menor movimento, como referido anteriormente. Para facilitar este procedimento é possível ampliar a imagem na área da estimativa inicial. Um histograma de controlo para as imagens de referência e deformada, fornecido na edição manual de correspondências iniciais, permite ajustar o equilíbrio das imagens, o que pode ser útil para encontrar detalhes em imagens muito escuras. Para verificar a estimativa, clica-se no ícone correspondente. Atingido 100%, pode fazer-se a análise das imagens no Vic-3D.

3.3.6. Análise e processamento dos resultados

Concluída a análise do Vic-3D, e calculados os campos de deslocamento, estão disponíveis neste *software* diversas ferramentas de pós-processamento para transformação dos dados. Estas ferramentas permitem: calcular deformações (calcular tensores de deformação de superfície); remover o movimento rígido (removendo o movimento global do objeto, e deixando apenas a deformação); aplicar funções para criar novas variáveis; remover variáveis criadas com outras ferramentas de pós-processamento; usar dados iniciais de triangulação para recriar posição original e campo de deslocamento; calcular a curvatura e rotação no plano (calculando a rotação e curvatura locais sobre a superfície); suavizar dados ao longo de um determinado diâmetro especificado; calcular a velocidade e a taxa de deformação; aplicar operações matemáticas simples para variáveis discretas; tratar dados de uma fonte externa, (como uma câmara IR, por exemplo); combinar dados de vários arquivos para serem processados como um só.

Neste trabalho, calculados os campos de deslocamento a partir das imagens do ensaio, utilizou-se a ferramenta de pós-processamento para remoção do movimento de corpo rígido. Esta

ferramenta é utilizada para remover o movimento de corpo rígido das imagens deformadas, deixando apenas os componentes de deformação respeitantes ao deslocamento.

Quando se seleciona esta opção, é apresentada uma caixa de listagem com os arquivos de dados de todas as imagens captadas num dado projeto. É então necessário desmarcar os ficheiros que não se pretendem que sejam processados. Por conveniência, os botões rotulados Todos e Nenhum permitem, respetivamente, selecionar/desmarcar todos os ficheiros; o botão Inverter inverte a seleção.

— Remoção do movimento de corpo rígido —

Para remover todo o movimento de corpo rígido, pode selecionar-se um de três métodos de processamento:

- Usar transformação média — calcula a transformação média para cada imagem e inverte-a para obter uma outra imagem com um deslocamento médio e uma rotação 0; com este método, os deslocamentos transformados em U, V e W refletirão apenas a deformação do objeto.

Esta aplicação é útil para a visualização de campos de deslocamento em ensaios onde a deformação da área de interesse é de menor ordem de grandeza comparativamente ao movimento de corpo rígido.

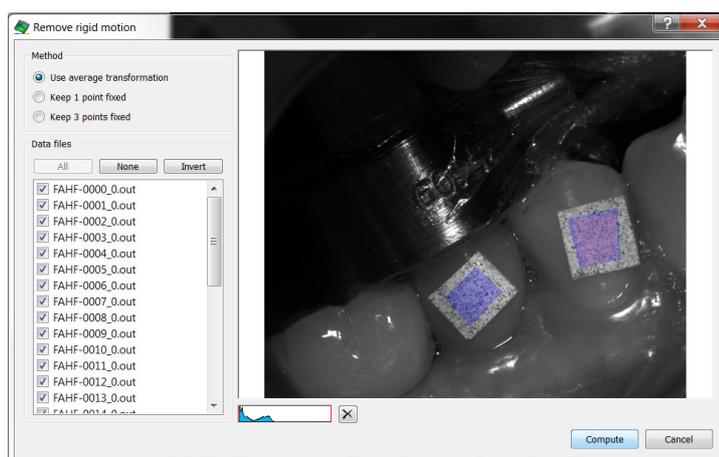


Figura 22 | Imagem do Vic-3D 2010 exibindo o método de processamento de remoção do movimento de corpo rígido usando uma transformação média.

- Manter um único ponto fixo — o ponto selecionado torna-se estacionário, sendo todos os outros deslocamentos restantes calculados em relação a este ponto; qualquer rotação inicial do objeto continuará presente.
- Manter três pontos fixos — todos os deslocamentos e rotações são calculados em relação aos três pontos selecionados, que passarão a ser estacionários.

Esta opção de processamento é útil para, por exemplo, a determinação da deformação de um espécime em relação aos pontos fixos ou aos espaçadores. Se os três pontos selecionados estiverem em três áreas de interesse diferentes, pode usar-se toda a área de interesse para a operação. Isto poderá ser importante se, por exemplo, o modelo de estudo ou o dispositivo de ensaio apresentarem pequenas áreas de interesse separadas, uma em cima de cada um de três locais fixos separados.

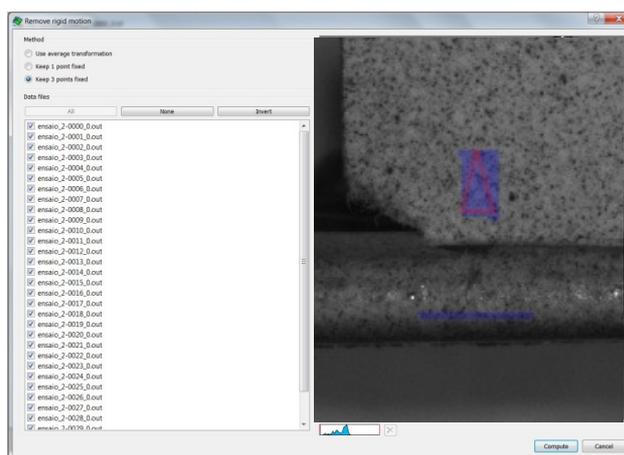


Figura 23 Imagem do Vic-3D 2010 exibindo o método de processamento de remoção do movimento de corpo rígido usando 3 pontos fixos.

Para finalizar, basta clicar em «*Compute*» para prosseguir com os cálculos dos deslocamentos.

3.4. Estudos publicados com CID 3D

A 1ª pesquisa eletrônica foi efetuada nas bases de dados Medline, PubMed e GOOGLE Acadêmico em 16 de Setembro de 2010, usando as palavras-chave “*digital image correlation*” e “*dental implants*”. Esta pesquisa foi restringida desde o início de 2009, tendo sido obtido um resultado de 830 artigos listados por ordem de relevância. Contudo, nenhum dos artigos apresentados correspondeu à pesquisa pretendida considerando que a expressão «*digital image correlation*» corresponde a uma técnica de medição. Assim, foram sendo efetuadas pesquisas subsequentes até Julho de 2013 com as mesmas palavras-chave, às quais se acrescentaram: “*implants micromovements*”, “*dental implants micromovements*”, “*dental implants displacement*”, “*digital image correlation method*”, “*digital image correlation technique*”, “*tridimensional digital image correlation (DIC 3D)*” Dada a dificuldade em encontrar artigos específicos sobre a aplicação deste método para a medição de micromovimentos de implantes dentários, foram considerados todos os artigos obtidos na área da medicina dentária com correlação de imagem, quer para medição de deslocamentos, quer para cálculo de deformações.

Assim, da pesquisa bibliográfica efetuada para avaliação do estado da arte sobre o tema da dissertação, foram encontrados 16 artigos publicados na área da medicina dentária em que a técnica de Correlação de Imagem Digital Tridimensional (CID 3D) é utilizada. Contudo, até à data, não existe nenhuma publicação, de que tenhamos conhecimento, sobre a aplicação clínica deste método à medição de micromovimentos de implantes dentários.

3.4.1. Estudos Experimentais

O primeiro estudo encontrado sobre a aplicação do método de CID para medições aplicadas à medicina dentária é de 2006. Liu e colaboradores (2006), publicaram um estudo sobre o desenvolvimento de um sistema ótico de análise de movimento para medir pequenos movimentos no espaço em três dimensões. Estes autores pretenderam testar se as técnicas de análise de movimento amplamente utilizadas em biomecânica para grandes deslocamentos permitiriam medir o movimento do dente sob carga. O objetivo desenhado para o estudo foi investigar um novo método para medir pequenos deslocamentos no espaço 3D, como um passo para a medição de deslocamentos dentários para investigar as propriedades do ligamento periodontal. Para o efeito foram avaliadas as características de um sistema ótico de análise de movimento em 3D, utilizando uma escala com uma resolução de $0,25\mu\text{m}$ para proporcionar um marcador dos deslocamentos medidos nas três direções ortogonais, (marcadores em forma de diamante e marcadores esféricos). A precisão do sistema de CID 3D em X, Y e Z, nas gamas de $20\text{-}200\mu\text{m}$, foi de $\pm 1,17\%$, $\pm 1,67\%$ e $\pm 1,31\%$, respetivamente, para o marcador em forma de diamante. Para o marcador esférico, a precisão do sistema foi de $\pm 1,81\%$, $\pm 2,37\%$ e $\pm 1,39\%$, respetivamente. A repetibilidade do sistema medido em cinco dias diferentes, para cinco intensidades de luz e temperaturas distintas foi de $\pm 1,7\mu\text{m}$, $\pm 2,3\mu\text{m}$, e $\pm 1,9\mu\text{m}$ para o marcador em diamante, e $\pm 2,6\mu\text{m}$, $3,9\mu\text{m}$ e $\pm 1,9\mu\text{m}$ para o marcador esférico em X, Y e Z, respetivamente. Por estes resultados, os autores concluíram que o sistema demonstra que tem precisão suficiente para medir os deslocamentos dentários e poderia ser útil em muitas outras aplicações.

Em 2007, Liu e colaboradores publicaram um outro estudo, porém muito semelhante ao anterior, onde pretendiam avaliar a precisão e repetibilidade de um sistema ótico de análise de movimentos para a medição de pequenas deformações dos tecidos biológicos. A técnica ótica de análise de movimento, em princípio, acreditavam estes autores, poderia permitir medições muito precisas e isso forneceria uma ferramenta valiosa em muitas aplicações de bioengenharia. O objetivo do estudo que desenvolveram pretendeu avaliar a precisão e continuidade do anterior, pretendeu avaliar a repetibilidade do mesmo sistema ProReflex-MCU120 Qualisys ao medir pequenos deslocamentos, como um passo para a medição de deslocamentos dentários, a fim de caracterizar as propriedades do ligamento periodontal. A precisão e repetibilidade do sistema foi avaliado utilizando um comparador de cunha, com uma resolução de $0,25\text{micras}$ para proporcionar um marcador dos deslocamentos medidos nas três direções ortogonais. O marcador foi movido dez passos em cada direção, para cada um dos sete tamanhos dos passos ($0,5$; 1 ; 2 ; 3 ; 5 ; 10 e 20micras), e repetido cinco vezes. Foram testados, mais uma vez, marcadores esféricos e

em diamante. A precisão do sistema (isto é, a percentagem de erro máxima absoluta na gama de medição), nas gamas de 20-200micras, foi de $\pm 1,17\%$, $\pm 1,67\%$ e $\pm 1,31\%$ para o marcador em diamante em X, Y e Z, enquanto a precisão do sistema para o marcador esférico foi de $\pm 1,81\%$, $\pm 2,37\%$ e $\pm 1,39\%$. A repetibilidade do sistema (isto é, o desvio padrão máximo na gama de medição) medidos cinco vezes nos diferentes dias, com diferentes intensidades de luz e temperatura, foram de $\pm 1,7$, $\pm 2,3$ e $\pm 1,9$ micras para o marcador em diamante, e $\pm 2,6$, $\pm 3,9$ e $\pm 1,9$ micras para o marcador esférico em X, Y e Z, respetivamente. Estes resultados, coincidentes com os publicados no estudo anterior, demonstram, como concluíram os autores, que a precisão do sistema é suficiente para medir os deslocamentos de dentes e poderia ser útil em muitas outras aplicações.

Também em 2007, Morita e colaboradores publicaram um artigo sobre a visualização do comportamento de deslocamento e deformação do periodonto sujeito à oclusão dentária, utilizando um método de correlação de imagem digital. Neste primeiro estudo publicado de CID já aplicada à medicina dentária, os autores procuraram esclarecer as funções da oclusão dentária, visualizando os padrões de deslocamento e deformação de espécimes de periodonto de porco fresco sujeitos a carregamentos oclusais, utilizando um método de visualização e análise das deformações: a correlação de imagem digital. Estes autores usaram também amostras secas periodonto, nas quais foi realizado o teste de oclusão para caracterizar as diferenças nos padrões de deslocamento e deformação entre amostras frescas e secas. Os resultados indicaram que os ligamentos periodontais deformam em primeiro lugar, seguindo-se o osso alveolar. Foram observadas diferenças acentuadas nos padrões de deslocamento e deformações entre os espécimes de periodonto frescos e secos.

Em 2008, *Toussaint* e colaboradores publicaram um estudo experimental comparativo do método de Correlação Digital de Imagem (DIC) com a simulação numérica pelo método de Análise dos Elementos Finitos (MEF), para estudar o comportamento elástico-plástico à tração de titânio anisotrópico comercialmente puro. Foi então estudado o comportamento do titânio comercialmente puro usando uma técnica de medição do campo total das deformações (CID), tendo sido efetuada uma análise fina dos campos de deformação medidos a fim de determinar o comportamento intrínseco do material em vários ensaios de tração. Os campos de deformação calculados por este método destacaram a heterogeneidade das deformações crescentes durante os testes. Uma análise fina dos resultados tornou possível determinar a relação de tensão-deformação intrínseca dos provetes de titânio. Assumindo a anisotropia material, foi proposto um modelo elástico-plástico. Os parâmetros deste modelo foram identificados com base nos resultados experimentais, e em seguida introduzidos num modelo de MEF, a fim de simular o comportamento do titânio. Para avaliar o desempenho da abordagem, os resultados numéricos foram

finalmente analisados e comparados com as medições provenientes do processamento das imagens obtidas por CID. Em jeito de conclusão, os autores apontaram que o modelo elástico-plástico proposto e utilizado para simular o comportamento anisotrópico de titânio apresenta, em comparação com as medições provenientes de processamento de imagem, resultados satisfatórios. Obteve-se assim um acordo bastante satisfatório entre simulação e experimentação. Os autores acrescentam ainda que esta abordagem fornece uma ferramenta de simulação interessante para projetar e otimizar implantes biomédicos tendo em conta a “moldabilidade” da folha de metal.

Ainda em 2008, Holst e colaboradores publicaram um artigo sobre o efeito do tipo de restauração provisória nos micromovimentos de implantes. O objetivo deste estudo foi isolar e medir o efeito do tipo de restauração provisória no deslocamento vertical de implantes adjacentes sujeitos a carga em duas localizações distintas utilizando uma técnica de correlação de imagem ótica (ARAMIS; GOM mbH, Braunschweig, Alemanha). Neste estudo recorreu-se a um modelo de osso artificial homogéneo em forma de "U" onde foram inseridos quatro implantes restaurados provisoriamente com restaurações em resina de metacrilato de polimetilo (n=56) ou em resina acrílica reforçada por metal (n=56). Estas restaurações provisórias foram carregadas com cargas verticais que variaram entre 10-200N, sendo aplicadas em primeiro lugar no setor anterior, onde eram suportadas por um implante a mesial e distal, seguindo-se carregamentos num prolongamento distal de 8 milímetros depois do último implante. Os resultados apresentados não mostraram diferenças significativas no deslocamento vertical dos implantes para os 2 grupos de restaurações provisórias quando foram carregados no segmento anterior. No entanto, quando as cargas foram aplicadas para o *cantilever* distal, as restaurações com reforço de metal resultaram em menores deslocamentos verticais da prótese a seguir ao último implante de apoio. O deslocamento vertical médio desta restauração provisória quando em resina acrílica aumentou de $20 \pm 3 \mu\text{m}$ (cargas combinadas de 10-50N) para $130 \pm 21 \mu\text{m}$ (cargas combinadas de 160-200N), enquanto o deslocamento vertical do implante quando retendo uma restauração provisória em resina acrílica reforçada com metal aumentou de $10 \pm 2 \mu\text{m}$ para $69 \pm 13 \mu\text{m}$ sob as mesmas cargas. Os autores concluíram assim que a escolha do material usado para a restauração provisória influencia significativamente o deslocamento vertical de implantes colocados em osso artificial. Quando as cargas são aplicadas a *cantilevers* distais, a distribuição de carga com reforço de metal parece ser mais favoráveis do que com a resina acrílica não reforçada.

O Laboratório de Mecânica Dinâmica de Materiais do Departamento de Engenharia Mecânica da Universidade Estatal de Ohio, EUA, publicou na internet em 2009 (*/n:* <http://www.mecheng.osu.edu/lab/dmm/node/39>) uma série de exemplos de ensaios experimentais efetuados

regularmente nesse laboratório utilizando a técnica de CID 3D. Destes ensaios destacavam um ensaio de deformação uniaxial assimétrico com um provete de alumínio. Do que poderia parecer, à partida, um teste relativamente simples e com resultados pouco interessantes, os dados de CID 3D permitiram observar um fenómeno bastante curioso da deformação que ocorre na amostra (à medida que o espécime foi carregado, a deformação iniciou-se numa região próxima da uma extremidade da amostra e propagou-se para a outra extremidade, fenómeno que se repetiu várias vezes, até se deformar na amostra uma região com um estrangulamento e o provete fraturar pouco depois). Um outro exemplo citado refere-se à comparação dos dados obtidos por CID 3D para simulações numéricas. No ensaio efetuado compararam as deformações principais máximas e mínimas medidas por CID 3D para um provete de teste espesso com um entalhe, com as com deformações principais máximas e mínimas obtidas com uma simulação por LS-DYNA, tendo concluído que este exemplo ilustra que a CID em três dimensões pode ser utilizada para fazer críticas detalhadas dos modelos constitutivos utilizados em simulações numéricas. No mesmo sítio da internet, destacaram um outro ensaio experimental com a aplicação do método de CID 3D à medição da distribuição das deformações numa mandíbula de resina onde foram colocados dois implantes dentários e respetivas coroas (não ferulizadas), sendo depois sujeitos a uma carga compressiva que simulava as forças mastigatórias. Neste ensaio, o método de CID 3D foi usado para monitorizar a distribuição máxima da tensão principal na amostra de mandíbula. Os resultados mostraram claramente uma concentração de tensão imediatamente abaixo da prótese mais anterior. Estes dados permitiram aos autores do ensaio concluir que a técnica de CID 3D poderá ajudar os investigadores a avaliar os seus implantes dentários, técnicas de instalação dos mesmos e respetivas reabilitações protéticas. Em jeito de conclusão, os autores terminam dizendo que a CID 3D é uma ferramenta extremamente útil para a mecânica experimental, permitindo ao investigador analisar, em detalhe, o comportamento complexo que existe mesmo em ensaios mecânicos relativamente simples. Os deslocamentos de campo total e as deformações medidas utilizando esta técnica permitem dar ao usuário acesso a informações muito mais detalhadas do que anteriormente estavam disponíveis com medições por extensómetros. Estes dados adicionais podem ainda ser usados para fazer comparações detalhadas e críticas de simulações numéricas.

Também em 2009, Morita e colaboradores publicaram um artigo sobre a relação da curva carga-deslocamento e a distribuição das deformações no periodonto mandibular porcino utilizando o método de correlação de imagem digital. Para o efeito, recorreram a uma mandíbula de porco *ex vivo*, que foi separada para preparar espécimes finos de periodonto, consistindo num dente molar, ligamento periodontal (PDL), e osso alveolar. A oclusão foi simulada pela aplicação de uma força de compressão obrigando a um deslocamento

forçado. Foram fotografadas imagens do deslocamento do periodonto do espécime e, simultaneamente, obtida da curva de carga-deslocamento durante o ensaio. O deslocamento e as distribuições de deformação foram analisados usando a análise de correlação de imagem digital. Em seguida, foi verificada a correlação da distribuição com a curva de carga-deslocamento, a qual foi caracterizada por um comportamento bifásico, como observado em vários estudos anteriores. Tendo em conta as características bifásicas da curva carga-deslocamento, os autores concluem referindo que verificaram experimentalmente que a primeira fase está relacionada com a deformação do ligamento periodontal, enquanto a segunda fase indica deformação do osso alveolar e dente.

Já em 2010, Morita e colaboradores publicaram um artigo sobre a análise da deformação dentária oclusal do periodonto mandibular porcino utilizando o método de correlação de imagem digital. Para o efeito, recorreram a uma mandíbula de porco *ex vivo*, que foi separada para preparar espécimes finos de periodonto, consistindo num dente molar, ligamento periodontal (PDL), e osso alveolar. A oclusão foi simulada pela aplicação de uma força de compressão obrigando a um deslocamento forçado. Foram fotografadas imagens do deslocamento do periodonto do espécime e, simultaneamente, obtida da curva de carga-deslocamento durante o ensaio. O deslocamento e as distribuições de deformação foram analisados usando a análise de correlação de imagem digital. Em seguida, foi verificada a correlação da distribuição com a curva de carga-deslocamento, a qual foi caracterizado por um comportamento bifásico, como observado em vários estudos anteriores. Os autores concluem referindo que verificaram que as distribuições de deslocamento e deformação da periodonto real estão correlacionadas com a curva de carga-deslocamento durante a oclusão. Em relação às características bifásicas da curva força-deslocamento, verificaram experimentalmente que a primeira fase de deformação corresponde ao PDL e a segunda deformação está relacionada com o osso alveolar e dente.

Ainda em 2010, uma equipa do Departamento de Prostodontia Dentária da Universidade Goethe de Frankfurt, Alemanha, publicou um relatório de um estudo experimental com correlação de imagem digital a fim de determinar a existência de uma micro-bomba em implantes dentários e o efeito deste e dos micromovimentos na interface pilar-implante. Para cada tipo de sistema de implantes testado, foram fabricadas cinco espécimes de teste, cada um dos quais simulando um implante e respetiva reabilitação (coroa de um molar no maxilar superior). Durante a carga (até 200N em intervalos de 25N) num simulador bidimensional da mastigação, os espécimes de teste foram irradiados por um aparelho de raios-X constantes e divergentes. A radiação foi transformada em luz visível que foi registada por CID, utilizando uma câmara digital de alta velocidade. Os

resultados deste estudo *in vitro* mostraram, segundo os investigadores, que não existe micro-espaço entre o pilar e implante testados, concluindo que não existe efeito de micro *pump* na interface pilar-implante.

Em 2011, Morita e colaboradores, publicaram um artigo sobre a investigação experimental e numérica da distribuição de deformações num modelo do osso alveolar ao redor de implantes dentários. O objetivo do trabalho era desenvolver uma abordagem experimental e numérica para avaliar o osso perimplantar em tensão sob a aplicação de uma carga axial. Para tal, recorreram a um modelo de osso mandibular artificial simulando o osso cortical e esponjoso, no qual foi inserido um implante cónico e aplicado um sistema adesivo para simular um implante dentário osteointegrado. A superfície transversal desta amostra foi exposta como área de observação, cortando 25% da mesma com uma fresadora universal. De seguida, foi utilizado o método de correlação de imagem digital para analisar a distribuição do deslocamento à volta do implante sob uma carga compressiva crescente de 0 até 200 N. Adicionalmente, foi efetuada uma análise de elementos finitos para os deslocamentos correspondentes, servindo de confirmação para o estudo experimental. Os resultados mostraram que as tensões horizontais e verticais se concentraram na região adjacente à parte cónica e ápice do implante, respetivamente. A deformação de corte concentrou-se a partir da zona cónica em direção à plataforma do implante, ao longo da periferia da interface osso-implante. Deformações localizadas acima das regiões mencionadas, de acordo com a observação clínica, corresponderam aos microdanos ósseos ou falha dos implantes. Neste estudo, os autores concluíram que o método experimental e numérico empregues ofereceram uma nova visão para o estado interno da complexa distribuição da deformação óssea em torno de um implante dentário, mostrando a sua viabilidade e utilidade para a investigação aplicada à biomecânica em medicina dentária.

Em 2012, os mesmos autores publicaram um estudo sobre a análise da distribuição das deformações de um modelo de osso alveolar nas proximidades de um implante dentário, usando também um método de Correlação de Imagem Digital. As distribuições das deformações do modelo de osso alveolar em torno do implante dentário oclusão dentária simulada, foram medidas por meio de uma técnica avançada, CID, e analisadas não só qualitativamente, mas também quantitativamente. Recorreram a um modelo de osso mandibular artificial simulando o osso cortical e esponjoso, no qual foi inserido um implante e aplicada uma carga crescente até 200N simulando a oclusão dentária. Os autores concluíram que a técnica experimental aplicada (o método de CID) tornou possível neste estudo obter quantitativamente os comportamentos de distribuição das deformações do osso alveolar perimplantar mais realisticamente em comparação com os métodos experimentais existentes. Morita e

colaboradores concluíram ainda que o método DIC, permitiu avaliar a segurança e confiabilidade da implantologia dentária.

Ainda em 2012, Sojic e colaboradores publicaram um estudo sobre tensões de compressão e deslocamentos de uma mandíbula parcialmente dentada reabilitada com duas modalidades diferentes de tratamento (reabilitada com uma prótese parcial removível (PPR) e com uma prótese parcial fixa de extremo distal livre ou *cantilever*), realizado num modelo humano *post mortem*. As tensões e deslocamentos foram medidos por CID 3D usando o software ARAMIS (Version 6.2.0; GOM-Optical Measuring Techniques, Braunschweig, Alemanha) sob aplicação de uma carga de 300N. Os autores obtiveram valores de deslocamento de 0,31-0,54mm (do primeiro modelo experimental variaram), com deformações de 1,35-2,34%. A análise dos resultados do segundo modelo experimental mostraram valores de deslocamento de 0-0,34mm, enquanto as deformações eram na gama de 0-1,40%.

Também em 2012, Tiozzi e colaboradores publicaram um estudo sobre a aplicação da análise por correlação de imagem digital na influência na distribuição óssea das deformações do material das coroas em próteses implanto-suportadas. Foi utilizado um modelo de um bloco ósseo de resina epóxi, réplicas de dentes em resina acrílica e implantes rosqueados com coroas ferulizadas e aparafusadas em porcelana e em resina carregadas com uma carga de 250N. O sistema de medição de DIC 2D foi utilizado para registrar a deformação da superfície do bloco ósseo modelo. Os autores concluíram que as coroas de resina permitiram para espalhar a carga de maneira mais uniforme, reduzindo assim as tensões no bloco ósseo simulador. Por outro lado, utilizando-se o revestimento de porcelana, tornou-se mais difícil a concentração de carga, conduzindo assim a valores de deformação mais elevados no bloco ósseo.

Já em 2013, Tiozzi e colaboradores, utilizaram o método de correlação de imagem digital (CID) bidimensional (2D) para validação de um modelo de elementos finitos (MEF) para análise das tensões e deformações induzidas no osso por implantes, com o objetivo de compreender o comportamento biomecânico de próteses dentárias implanto-suportadas. Para o efeito recorreu a um modelo de resina epóxica simulando o osso da arcada mandibular e réplicas de implantes em resina acrílica, com coroas aparafusadas metalo-cerâmicas ferulizadas e não ferulizadas sob aplicação de uma carga de 250N. Para comparação dos dois métodos, MEF e CID 2D foram estimadas as deformações de superfície. Ambos os métodos encontraram distribuições de deformação semelhantes sobre a superfície do bloco ósseo simulado, o que indica revelou possíveis benefícios de ter coroas

ferulizadas e contato proximal na redução de tensões ósseas. As tensões internas previstas pelo MEF na interface implante-resina foram 8 vezes superiores às da superfície do modelo, e confirmaram os resultados deduzidos a partir das deformações de superfície. O MEF deu valores de deformação mais elevadas do que as experiências, provavelmente devido às incorretas propriedades dos materiais usados. Os autores concluíram que a CID é uma ferramenta útil para a validação de modelos de elementos finitos utilizados para a análise biomecânica da prótese dentária.

Nos últimos três anos, a investigação experimental em medicina dentária com a aplicação da técnica de correlação de imagem digital tem-se intensificado. Todavia, apesar dos artigos aqui citados, existe ainda muito caminho a percorrer no sentido de explorar as potencialidades deste método e as suas aplicações para a reabilitação oral.

3.4.2. Estudos Clínicos

No final de 2009, Göllner e colaboradores publicaram um estudo piloto para medir a mobilidade dentária relacionada com a força, tendo recorrido a uma técnica de medição ótica sem-contacto para avaliar a mobilidade vertical e horizontal dos dentes anteriores de 31 pacientes periodontalmente saudáveis, por aumento contínuo da força em cada dente mordendo uma célula de carga. Um programa de *software* automatizado (ARAMIS; GOM mbH, Braunschweig, Alemanha) registou os deslocamentos dentários em intervalos de 9N, tendo os deslocamentos horizontais e vertical sido medidos posteriormente. Foi calculado o vetor de mobilidade dentária na direção bucal usando o teorema de Pitágoras e determinada a média dos deslocamentos para cada dente. Não se verificaram diferenças significativas para o deslocamento dos dentes contra laterais (para todos os intervalos de carga). Não houve diferenças significativas na mobilidade dentária entre os incisivos centrais e laterais, exceto na direção horizontal. Todavia, verificaram-se diferenças significativas entre incisivo central e canino e entre incisivo lateral e canino.

Em 2010 Goellner e colaboradores publicaram um estudo clínico recorrendo a este método para medir quantitativamente o movimento inicial de dentes sujeitos a uma força em tensão de baixa intensidade. O objetivo dos autores foi medir quantitativamente o deslocamento dentário dos dentes anteriores de 23 pacientes periodontalmente saudáveis sujeitos a forças horizontais de baixa intensidade (<18N) e testar a reprodutibilidade dos resultados. Para o efeito, foi utilizada uma técnica de medição ótica tridimensional sem contato, efetuando correlação de imagem digital 3D com o *software* Aramis (ARAMIS; GOM mbH, Braunschweig, Alemanha). O estudo consistiu em aumentar lentamente a tensão aplicada nos dentes maxilares do sector anterior e utilizar o programa de *software* automatizado para registar o deslocamento tridimensional de cada dente em intervalos de 3N, até atingir 18 N. As medições foram repetidas três vezes para cada dente. Foi calculado o vetor de mobilidade dentária absoluta de cada dente na direção bucal. A concordância entre as medições foi estatisticamente significativa ($p < 0.05$). Todas as correlações intraclasse calculadas (consideradas como um coeficiente de reprodutibilidade) para as três medições repetidas foram estatisticamente significativas, tendo os coeficientes de relação intraclasse variado entre "bom" (0,71 a 3N) e "ótimo" (0,98 a 18N). A análise das diferenças entre os vetores de desvio para os dentes contralaterais revelou que a maioria das diferenças verificadas não foi estatisticamente significativa. Como conclusão, os autores apontaram que a técnica de correlação de imagem digital tridimensional utilizada pode ser aplicada para a medição da mobilidade dentária sob ação de forças em tensão de baixa intensidade. Referem que a mobilidade dentária é reprodutível e que a

análise métrica da mobilidade dentária em relação à força pode ser efetuada, não se tendo verificado diferenças estatisticamente significativas ($p > 0,05$) na mobilidade dentária para dentes contralaterais. Em suma, concluem que a combinação de uma abordagem de carga mecânica com o sistema ótico permitiu a medição da mobilidade dentária tridimensionalmente *in vivo*.

**AFERIÇÃO E VALIDAÇÃO
DO MÉTODO DE CID 3D
num ensaio piloto
[CAPÍTULO II]**

I. Objetivo

Aferição da técnica de CID 3D através de um ensaio piloto *in vitro* com um modelo de “viga simplesmente apoiado”, pelo método de análise dos elementos finitos (MEF), e validação pela solução analítica exata.

2. Materiais e Métodos

2.1. Obtenção do modelo experimental

Para este ensaio utilizou-se uma viga ou provete de aço, cujo Módulo de Elasticidade ou Módulo de Young ($E_{(Aço)}$) longitudinal é de 21000 kgf/mm² ou 210 GPa ou 210×10^9 N/m². O comprimento total da viga, l , é de 481,5mm, a largura da viga, c , é de 30mm, e a altura, h , de 2mm, como pode observar-se na ilustração 1. Esta viga foi colocada sobre uma bancada de ensaios, simplesmente apoiada nas suas extremidades.

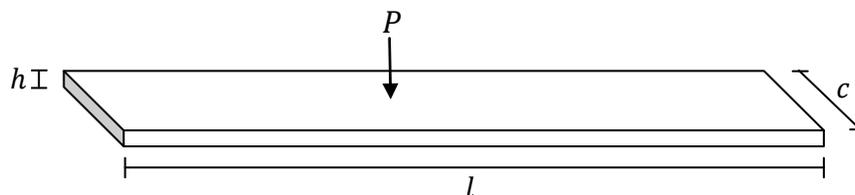


Ilustração 3 Representação da viga utilizada no ensaio, em que h corresponde à altura da viga e é de 2mm, l é o comprimento total da viga e é 481,5mm, e c corresponde à largura da viga e é de 30mm. A seta pretende representar o ponto de aplicação das diferentes cargas e P a carga concentrada.

As medições do deslocamento sofrido na direção vertical (V) foram medidas por CID 3D à distância x de 257,6mm do primeiro apoio, posição esta que foi marcada para aplicação de um padrão de manchas em papel autocolante. O padrão foi aplicado na área de interesse da superfície do espécime. Posteriormente, para ser possível efetuar a remoção do movimento de corpo rígido, colocou-se paralelamente a esta montagem um cabo de aço com um padrão colado, aproximadamente no mesmo plano da superfície da viga em que se efetuaram as medições por CID 3D (figura 24).

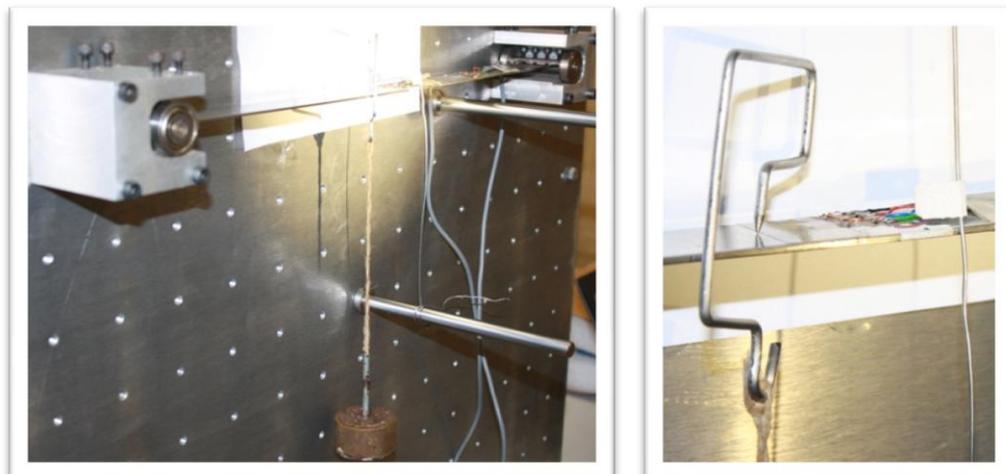


Figura 24 Fotografias do modelo experimental. À esquerda pode observar-se a montagem efetuada para o modelo de viga “simplesmente apoiada” com a aplicação da carga concentrada. À direita é visível em maior pormenor a aplicação pontual da carga, e o padrão aplicado no provete de ensaio e no cabo de aço imediatamente adiante da viga (para remoção do movimento de corpo rígido).

Foram efetuados 5 ensaios, em cada um dos quais a viga foi solicitada por uma carga concentrada P decrescente aplicada pontualmente à mesma distância a de 224mm do primeiro apoio, de acordo com o esquema apresentado na tabela 3:

Tabela 3 Cargas aplicadas por cada ensaio realizado.

	1º Ensaio	2º Ensaio	3º Ensaio	4º Ensaio	5º Ensaio
Carga (N)	6,95	3,79	3,79	0,54	0,18

2.2. Análise por Correlação de Imagem Digital Tridimensional (CID 3D)

2.2.1. Preparação do espécime

A região de interesse das amostras foi preparada com a aplicação de pequenos retângulos de papel autoadesivo com um padrão de manchas isotrópico e aleatório. Este foi obtido pulverizando tinta preta em *spray*, num movimento de varredura, o que permitiu obter um bom tamanho de manchas para o padrão, com um contraste adequado.

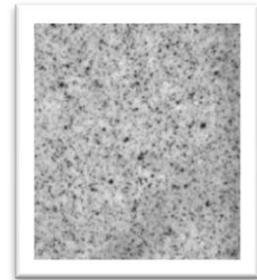


Figura 25 Fotografia do padrão de manchas utilizado no estudo.

2.2.2. Montagem, direcionamento e focagem das câmaras

— Montagem do equipamento —

A montagem das câmaras estéreo seguiu as instruções do fabricante (Correlated Solutions[®], Columbia, USA). Instalou-se para tal o tripé ao qual se adaptou a calha de alumínio que suporta as câmaras, na posição horizontal (paralela ao chão). Fixaram-se as duas câmaras fotográficas de alta velocidade (Point Grey GRAS-20S4M-C, PENTAX TV LENS 75mm, 1:2.8, de resolução 1624x1224 pixéis) aos respetivos dispositivos de montagem giratórios, tendo estes sido posteriormente aparafusados à calha de alumínio, como mostra a figura 26. Verificou-se o nivelamento e estabilidade de toda a estrutura.

— Direcionamento das câmaras —

Posicionou-se então o espécime preparado na localização adequada para executar o teste, com o padrão de manchas voltado para as câmaras. Antes de apontar as câmaras, ligaram-se todos os fios elétricos, cabos de transmissão de dados e fontes de alimentação do equipamento, de acordo com as indicações de montagem. Em seguida, ligou-se o computador e iniciou-se o *software* Vic-Snap (Correlated Solutions[®], Columbia, USA) para obter imagens em tempo real de ambas as câmaras, auxiliando na orientação das mesmas. Ligou-se também a fonte de iluminação existente na bancada de ensaios do laboratório e direcionou-se para o provete de teste. Posicionou-se o equipamento com as câmaras de modo a enquadrar o espécime no campo de visão. A distância aproximada da montagem em relação ao

espécime foi então fixada, tendo sido selecionados neste caso, os tubos de extensão de 5X10mm (os mais curtos que permitiram que toda a área de interesse do objeto ficasse contida no campo de visão ao longo do ensaio, tendo em conta o deslocamento esperado do espécime no decorrer do teste).

Após a seleção das lentes apropriadas e fixada a distância da montagem, as câmaras foram direcionadas individualmente de modo a que as imagens obtidas ao vivo no Vic-Snap permitissem “ver” a mesma vista do objeto, ajustando todos os graus de liberdade da montagem e apertando eficazmente todos os dispositivos para o efeito. As câmaras foram posicionadas horizontalmente, centradas de modo aproximadamente simétrico em relação ao objeto e com um ângulo entre si de cerca de 45°.

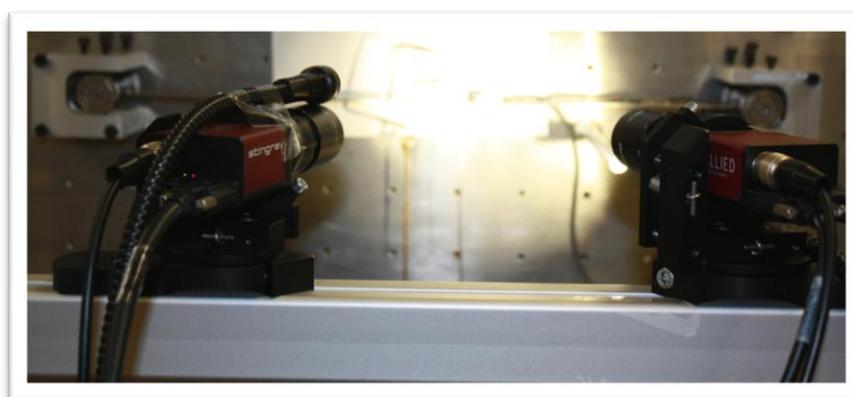


Figura 26 Fotografia da montagem das câmaras direcionadas para o espécime de teste.

— Focagem —

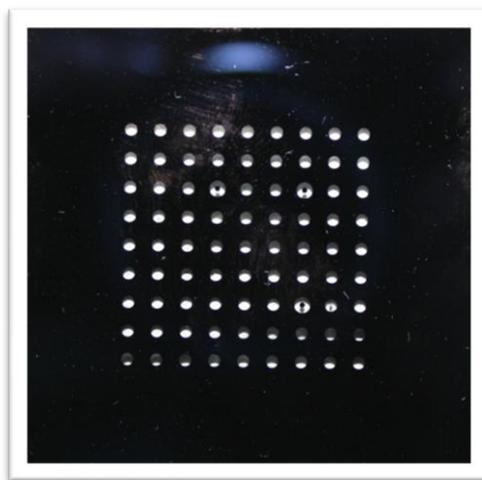
Posicionada a montagem e orientadas as câmaras, procedeu-se à focagem. Utilizou-se o anel de focagem de cada lente para atingir uma imagem focada e nítida de toda a área de interesse do espécime, tendo-se recorrido à ampliação das imagens para verificar a focagem fina de todo o objeto de estudo e examinar detalhes das imagens. Para uma focagem adequada utilizou-se um sistema de iluminação de fibra ótica que foi adaptado à montagem, e ajustou-se a intensidade luminosa para permitir uma focagem precisa. Aumentou-se a abertura da lente no máximo (F/1.1), o que reduz a profundidade de campo e torna os problemas de focagem muito evidentes, para auxiliar na focagem. O tempo de exposição utilizado foi o ajustado, por defeito, pelo sistema, de 0-50ms.

Depois de focada a imagem, apertou-se o parafuso de bloqueio respetivo e diminuiu-se a abertura da lente para permitir maior profundidade de campo com o plano focal bem centrado, de

modo que a imagem ficasse o mais brilhante possível sem que houvesse áreas a vermelho (pixéis distorcidos) na região de interesse para o ensaio. De seguida, bloqueou-se o parafuso de bloqueio correspondente. Verificou-se novamente o aperto da coluna do tripé, amarraram-se os cabos das câmaras firmemente à barra da montagem, travou-se a inclinação e rotação nas montagens das câmaras, e confirmou-se o bloqueio do anel de focagem e ajustes efetuados na abertura das lentes.

2.2.3. Calibração

Antes de iniciar a calibração propriamente dita, selecionou-se o alvo de calibração dentre as grelhas fornecidas pelo fabricante. Para este ensaio foi selecionado o alvo de 1 polegada (P/N AIG 052985), com as seguintes especificações:



Especificações do alvo de calibração de 1 polegada (P/N AIG 052985)	
Tamanho	Distância entre pontos
25,00mm +/- 0,002mm	3,00mm +/- 0,002mm

Figura 27 Fotografia do alvo de calibração de 1 polegada (P/N AIG 052985) e correspondentes especificações para o Vic-3D 2010.

Efetou-se a calibração diretamente à frente do espécime, razão pela qual, depois de focada a imagem do espécime se diminuiu a abertura da lente para F/11 logo após a focagem, de modo a permitir maior profundidade de campo.

Para a aquisição das imagens do alvo de calibração, criou-se no programa Vic-Snap um projeto para a calibração efetuada em cada ensaio, tendo sido dado a cada um destes projetos um nome para referência futura de acordo com o ensaio respeitante. Em seguida, com a superfície da

grelha de calibração revestida pela película escura voltada para as câmaras, fez-se aquisição das imagens de calibração no Vic-Snap. Para cada posição do alvo captou-se uma imagem, usando a tecla de espaço do computador. No total, foram captadas pelo menos dezasseis imagens do alvo de calibração em cada ensaio, envolvendo várias posições com rotações significativas em torno dos três eixos do espaço. Para sistematizar o procedimento de aquisição das imagens de calibração utilizou-se sempre a mesma sequência de posições do alvo: a primeira imagem foi captada com a grelha paralela ao espécime e imediatamente adiante deste; em seguida, para estimar as proporções com exatidão, a grelha foi rodada no plano focal nalgumas imagens; começou por rodar-se o alvo no plano focal em torno do eixo vertical, inclinando-o para a direita e depois para a esquerda, tendo-se captado algumas imagens em ambos os casos; seguidamente rodou-se o alvo em torno do eixo horizontal, inclinando-o para cima e depois para baixo, e captando-se também algumas imagens de ambos os casos; por fim, moveu-se o alvo para fora do plano focal (para captar com precisão a informação relativa à perspetiva), aproximando-o e afastando-o das câmaras, captando as últimas imagens de calibração.

Após a aquisição das imagens do alvo de calibração, iniciou-se a calibração propriamente dita no Vic-3D. Para tal, seleccionaram-se as imagens de calibração pretendidas para cada ensaio e efetuou-se a calibração do sistema estéreo, dando indicação ao *software* de que o alvo usado da lista de grelhas disponíveis foi o de 1 polegada (9x9 - 3.0mm). Acionou-se então a opção «Calcular», surgindo na caixa de diálogo uma sequência das imagens da grelha de calibração com os pontos-alvo iluminados (figura 28).

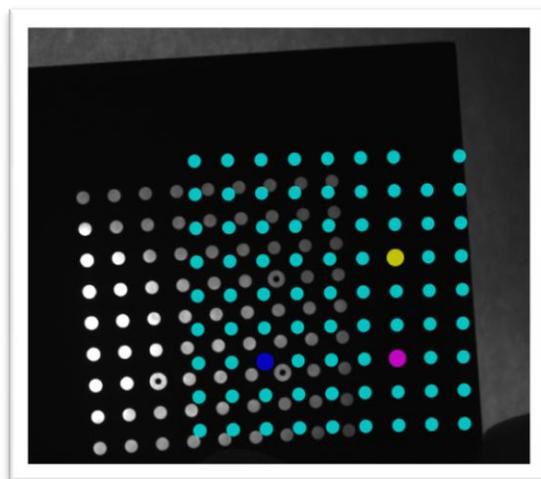


Figura 28 Exemplo de uma imagem da grelha de calibração obtida durante a análise para determinação dos parâmetros intrínsecos e extrínsecos. Os pontos alvo que se encontram iluminados funcionam como pontos de referência para a calibração.

Estando este processo concluído, foi apresentado pelo Vic-3D um relatório dos resultados da calibração e atribuída uma pontuação aos erros de calibração. Sempre que o valor da pontuação global do erro de calibração foi exibido a vermelho, descartaram-se as imagens captadas e procedeu-se à aquisição de novas imagens de calibração, tendo-se repetido todo o procedimento descrito. As pontuações globais dos erros de calibração cujos valores foram exibidos a verde foram aceites. Assim, para cada projeto foi admitida uma calibração, gravada num ficheiro com um nome para referência futura de acordo com o ensaio respeitante, dando-se por concluído este procedimento.

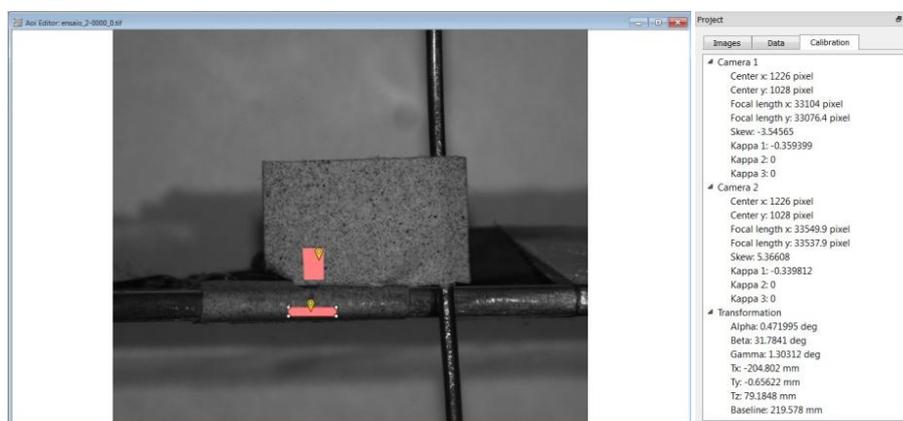


Figura 29 Imagem dos resultados da calibração aceite para o ensaio 2 com os parâmetros relativos à orientação das câmaras.

2.2.4. Execução do ensaio

Antes de iniciar a aquisição das imagens do ensaio, verificou-se novamente a posição do espécime e da montagem, confirmando a focagem nítida e correta iluminação de toda a área de interesse do objeto de estudo (tendo presente que a posição das câmaras, focagem e abertura da lente não pode ser modificada nesta fase, sob pena de ser necessário efetuar uma nova calibração).

De seguida, regressou-se ao programa Vic-Snap, e criou-se um novo projeto para a aquisição das imagens de cada teste. Fez-se a aquisição manual da primeira imagem do teste, sem qualquer aplicação de carga, usando a tecla de espaço do computador. Efetuou-se depois a aplicação da carga correspondente para cada ensaio e aguardou-se o fim do deslocamento, isto é, esperou-se que não houvesse qualquer movimento do provete de ensaio, antes de captar as restantes imagens. Prosseguiu-se

então com o teste, efetuando-se a aquisição manual das imagens seguintes. No total foram captadas entre 8-10 imagens por ensaio uma vez que, regra geral, é melhor ter imagens a mais do que de menos, visto que estas podem sempre ser descartadas ou ignoradas posteriormente. Terminado o teste, encerrou-se o Vic-Snap (as imagens ficam automaticamente gravadas no projeto criado) e regressou-se ao programa Vic-3D para a análise das imagens do ensaio.

2.2.5. Correlação de imagem digital tridimensional

Reabriu-se no programa Vic-3D o ficheiro gravado com a calibração respeitante ao ensaio a analisar. Selecionaram-se as imagens do teste pretendido. A primeira imagem destas aparece assinalada com uma seta a vermelho, como se pode observar na figura 30, o que indica que essa é a imagem de referência, isto é, a imagem do estado inicial do espécime relativamente à qual todo o deslocamento é calculado. Neste estudo, foi sempre selecionada a imagem do estado inicial do espécime para imagem de referência.

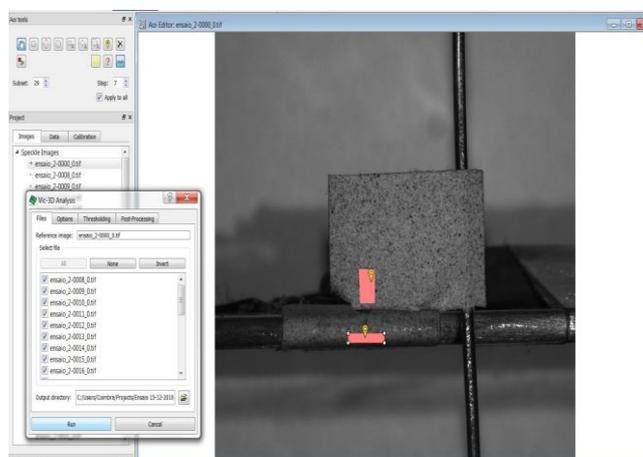


Figura 30 Imagem de referência para o ensaio 2 (assinalada com a seta a vermelho na janela «*Speckle Images*»). Podem observar-se os pontos iniciais selecionados (balões a amarelo) e as áreas de interesse (retângulos a rosa) consideradas para o ensaio.

Selecionou-se um ponto inicial, contido na área de interesse, para começar a correlação. Este ponto inicial foi criado, tanto na área em que se pretende medir o deslocamento, como na área considerada para eliminação do movimento de corpo rígido. Completada 100% da correlação nesses

pontos, recorreu-se novamente à barra de ferramentas para definir as áreas de interesse que englobam os pontos de referência (ver figura 30).

Para cada ensaio procurou-se que a área de interesse da proveta fosse o mais próxima possível da área selecionada para eliminação do movimento de corpo rígido. De seguida, definiu-se a dimensão dos subconjuntos (*subset size*⁵²) para 29 (valor sugerido pelo programa Vic-3D). Por fim, fez-se correr a análise das imagens no Vic-3D. As restantes opções de correlação adotadas foram, por defeito, as pré-definidas pelo programa.

2.2.6. Análise e processamento dos resultados

Concluída a análise do Vic-3D, e calculados os campos de deslocamento a partir das imagens do ensaio, encerrou-se a caixa de diálogo para poder visualizar, analisar e processar os resultados. Recorreu-se então a uma ferramenta de pós-processamento para remoção do movimento de corpo rígido⁵³. Seleciona esta opção, é apresentada a lista de ficheiros de dados de todas as imagens captadas num dado projeto (figura 31). É então necessário desseleccionar os ficheiros que não se pretende que sejam processados.

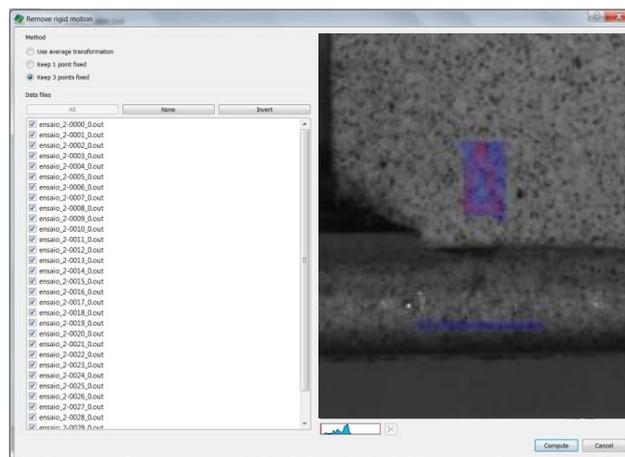


Figura 31 Imagem do procedimento de remoção do movimento de corpo rígido utilizando a opção de «manter 3 pontos fixos». Podem observar-se os três pontos selecionados para o ensaio 2, unidos por linhas contínuas a definir um triângulo (a vermelho). Também podem observar-se as áreas de interesse previamente consideradas para o ensaio (retângulos a azul).

⁵²*Subset size* ou dimensão dos subconjuntos — controla a área da imagem que é usada para seguir o deslocamento entre as imagens do ensaio. Tem de ser suficientemente grande para garantir que não há um padrão característico contido na área utilizada para correlação.

⁵³Ferramenta de pós-processamento para remoção do movimento de corpo rígido é utilizada para remover o movimento de corpo rígido das imagens deformadas, deixando apenas os componentes de deformação respeitantes ao deslocamento.

O movimento de corpo rígido foi removido pelo método «manter 3 pontos fixos», opção selecionada como se pode ver na figura 31. Com este método, todas as rotações e deslocamento são relativos aos três pontos selecionados, que se tornam estacionários. Estabeleceram-se 3 pontos na área pretendida, o mais próximo possível da área de interesse do espécime e clicou-se em «*Compute*» para calcular os resultados.

2.3. Análise pelo Método dos Elementos Finitos (MEF)

Utilizou-se o Método dos Elementos Finitos (MEF), através do programa Patran 2010 (MSC Software Corporation, Santa Ana, Califórnia, EUA), para simular o ensaio com provetes de aço carregados com uma carga concentrada aproximadamente a meio vão.

De um modo geral, uma análise por elementos finitos engloba as seguintes etapas: modelação da geometria; propriedades dos materiais; definição das condições de fronteira; construção da malha de elementos finitos e finalmente a resolução do problema de valores e vetores próprios correspondentes à análise do comportamento dinâmico ou a resolução do sistema de equações algébricas lineares correspondentes ao comportamento estático. O modelo numérico utilizado neste estudo considerou a resolução do sistema de equações algébricas lineares correspondentes ao comportamento estático pretendido.

O primeiro passo para a concretização do modelo de elementos finitos foi a modelação da superfície média da geometria do provete de aço, utilizando para tal as medidas de largura ($c = 30\text{mm}$), e o comprimento total da viga ($l = 481,5\text{mm}$), como se pode observar na figura 32.

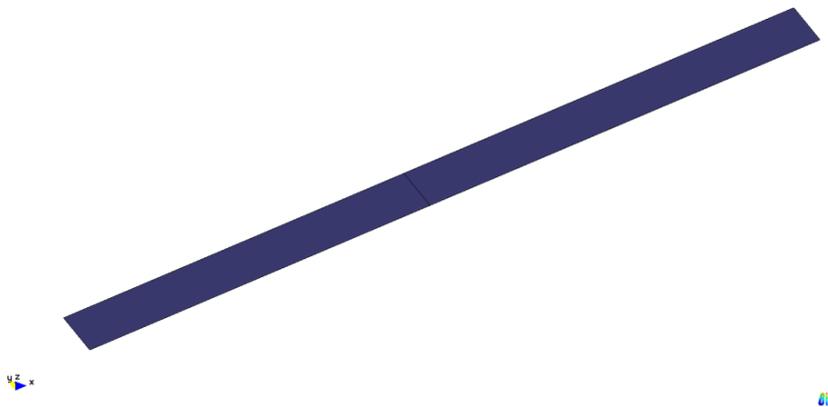


Figura 32 Modelo geométrico da viga de aço: superfície média da viga.

Quanto à malha de elementos finitos, o elemento finito utilizado neste modelo com o programa informático Patran 2010 (MSC Software Corporation, Santa Ana, Califórnia, EUA) foi o elemento quadrilátero de casca com seis graus de liberdade por nó e quatro nós por elemento. A escolha deste elemento finito é justificada pela característica geométrica da viga e pela condição de carregamento da mesma. De facto, quando as estruturas a analisar apresentam uma pequena espessura em relação às outras dimensões da viga, e são solicitadas preferencialmente por esforços de flexão, a sua modelação bidimensional é preferível à correspondente

modelação tridimensional. Assim, a geometria do modelo construído e a respetiva malha de elementos finitos adotada podem observar-se na figura 33. Nesta figura é, ainda, possível visualizar um círculo de cor verde que pretende representar o ponto de aplicação das diferentes cargas. De notar, que o valor da carga representado na figura 17 corresponde ao valor de 3,79 N.

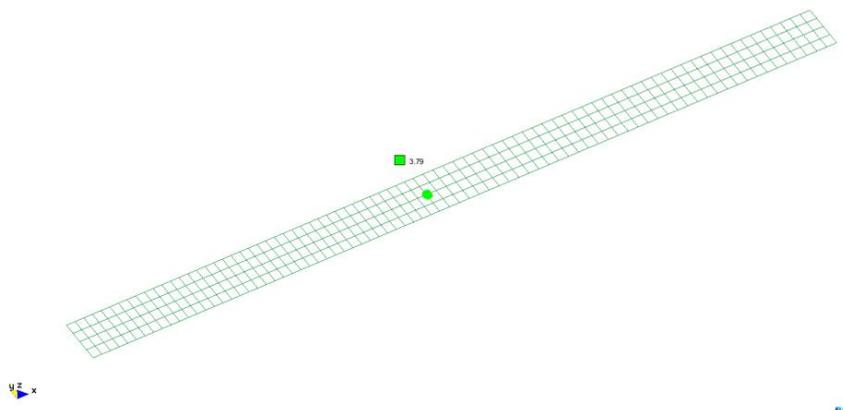


Figura 33 Modelo de elementos finitos da viga e identificação do nó onde são aplicadas as forças.

Atendendo a que para este ensaio foi utilizada uma viga de aço, as propriedades do material consideradas são: módulo de elasticidade ou módulo de Young ($E_{(Aço)}$) longitudinal com o valor de 210 GPa e um coeficiente de Poisson ($\nu_{(Aço)}$) de 0,3.

As condições de fronteira utilizadas no modelo de elementos finitos estão representadas na figura 34 e consistiram na restrição dos três graus de liberdade correspondentes aos deslocamentos de todos os nós situados nas linhas que definem as extremidades da viga, ver figura 34. Não foi imposta mais nenhuma restrição cinemática a qualquer superfície limite do modelo.

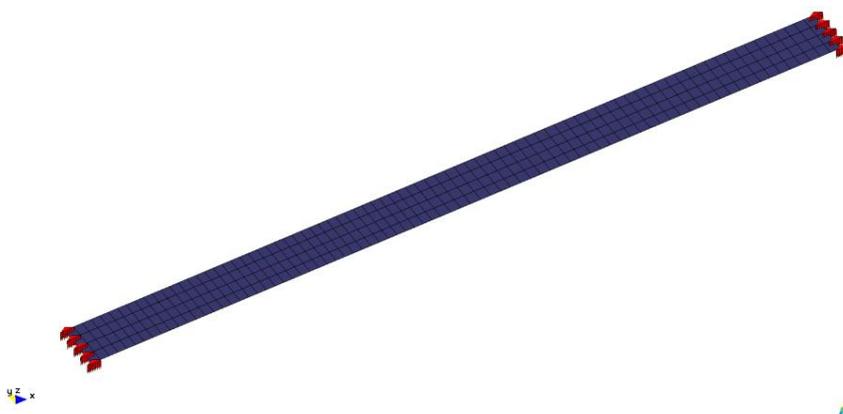


Figura 34 Modelo de elementos finitos da viga e identificação dos nós onde são aplicadas as condições de fronteira.

O programa PATRAN/NASTRAN foi utilizado nas análises lineares elásticas do modelo de elementos finitos da viga simplesmente apoiada sujeita a diferentes valores de forças e com os resultados obtidos foram analisadas as diferenças na ordem de grandeza dos deslocamentos e como estas se refletem na precisão das medições efetuadas com o equipamento experimental Vic-3D. Os resultados são apresentados e analisados adiante.

2.4. Validação analítica

A validação analítica foi efetuada pela solução analítica exata para resolução do problema formulado para este estudo, consultando o livro Resistência dos Materiais (Volume I) — Timoshenko, Stephen P., Ao Livro Técnico S.A. Editora, Rio de Janeiro — Brasil, 1971, pgs. 152-164, no capítulo referente à Deformação das Vigas Carregadas Transversalmente.

— Formulação do problema —

O problema definido para este estudo compreendeu o cálculo do deslocamento vertical (y) de uma viga simplesmente apoiada solicitada por uma carga concentrada, à distância x de 224,4mm, ponto em que foram efetuadas as medições por CID 3D do deslocamento sofrido na direção vertical (V). Para este ensaio utilizou-se uma viga de aço, usada em perfis estruturais, cujo módulo de elasticidade ou módulo de Young ($E_{(Aço)}$) longitudinal é de 21000 kgf/mm² ou 210 GPa ou 210×10^9 N/m². O comprimento total da viga, l , é de 481,5mm. Esta viga foi solicitada por uma carga concentrada, P , aplicada a 257mm de distância do primeiro apoio, a .

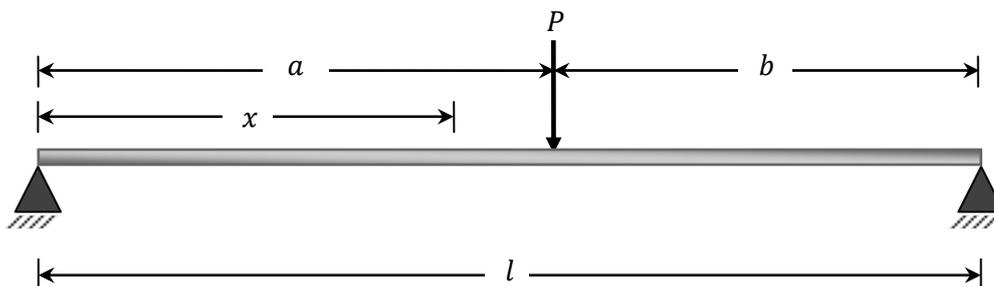


Ilustração 4 Na figura representa-se um corpo de prova paralelepípedo de seção retangular simplesmente apoiado, muito usado em ensaios de metais e ligas metálicas, que é carregado axialmente por aplicação de uma carga calibrada, P , à distância, a , de 257mm da extremidade da viga. O comprimento inicial da viga, l_0 , é 481,5mm. Este corpo de prova representa uma proveta de ensaio em alumínio, cujo módulo de Young é $E_{(Al)} = 210 \times 10^9$ N/m². A distância x de 224,4mm corresponde ao ponto em que se pretende determinar o deslocamento sofrido na direção vertical (V) (distância a que foram efetuadas as medições por CID 3D).

— Resolução analítica —

Neste caso, há duas expressões diferentes para o momento fletor, correspondentes às duas partes da viga (a e b), ilustração 2. Assim, é necessário obter e integrar duas equações da linha elástica para cada parte, isto é, quando $x \leq a$ e quando $x \geq a$. Contudo, como no ponto de aplicação da carga P , os dois ramos da linha elástica devem ter uma tangente comum, as expressões para o deslocamento angular devem ser iguais quando $x = a$. Daqui se conclui que as constantes de integração para estas equações são iguais pelo que, efetuando a segunda integração com a respetiva substituição das constantes, como os dois ramos de linha elástica

têm um afundamento comum no ponto de aplicação da carga, as duas expressões são idênticas para $x = a$. Finalmente é necessário apenas conhecer as duas constantes para cuja determinação temos duas condições que são a de os afundamentos em cada uma das extremidades da viga serem iguais a zero. Aplicando estas condições às expressões da linha elástica obtemos as soluções analíticas exatas para o cálculo do deslocamento vertical, y , à distância x , a resolução do nosso problema:

$$y = \frac{Pbx}{6lEI_z} (l^2 - b^2 - x^2), \quad x \leq a \quad \text{Equação 1}$$

$$y = \frac{Pbx}{6lEI_z} (l^2 - b^2 - x^2) + P \frac{(x-a)^3}{6EI_z}, \quad x \geq a \quad \text{Equação 2}$$

Destas duas expressões diferentes para o cálculo do deslocamento vertical, y , da viga simplesmente apoiada solicitada por uma carga concentrada, utilizou-se a primeira expressão, uma vez que no problema formulado para resolução deste estudo, $x \leq a$ (ver ilustração 3).

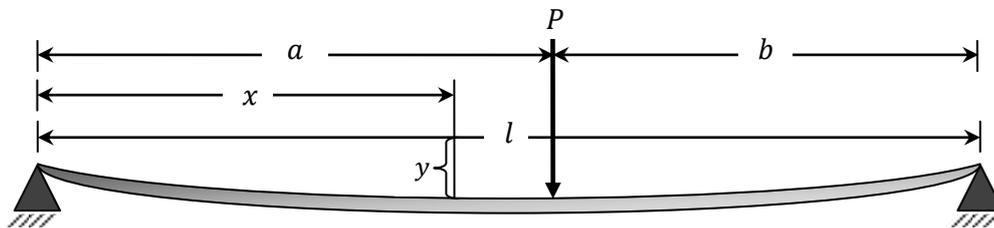


Ilustração 5 Representação da variação do deslocamento vertical para uma viga simplesmente apoiada deformada pela aplicação axial de uma carga calibrada, P .

Assim, o deslocamento vertical da proveta de ensaio, y , à distância em que se efetuaram as medições por CID 3D, é determinado pela equação 1:

$$y = \frac{Pbx}{6lEI_z} (l^2 - b^2 - x^2), \quad x \leq a$$

em que y é o deslocamento axial da viga em milímetros (mm), E corresponde ao módulo de *Young* do material constituinte da viga em Newtons por milímetro quadrado (N/mm^2), P corresponde à carga utilizada em Newtons (N), l é comprimento total da viga medido em milímetros (mm), a é a distância do primeiro apoio ao ponto de

aplicação da carga medido em milímetros (mm), b é a distância do ponto de aplicação da carga ao segundo apoio medido em milímetros (mm), x é a distância do primeiro apoio ao ponto em que se pretende calcular o deslocamento axial em milímetros (mm), e I_z corresponde ao momento de inércia da secção transversal da viga em milímetros (mm) e é dado pela equação 3:

$$I_z = \frac{ch^3}{12} \quad \text{Equação 3}$$

em que c é a largura e h é a altura da viga medida em milímetros (mm) (ver ilustração 1).

2.5. Análise estatística

Para este ensaio considerou-se admissível um erro relativo⁵⁴ da ordem de 10%. O erro relativo, X , foi calculado pela equação seguinte:

$$X = \frac{x_0 - x}{x} \times 100 \quad \text{Equação 4}$$

em que $x_0 - x$ é o erro absoluto, sendo x_0 o resultado medido ou calculado e x o valor verdadeiro da grandeza.

O tratamento dos dados foi efetuado no programa Microsoft Office Excel 2007 (Microsoft, EUA). Os micromovimentos medidos pelo método ótico de Correlação Digital de Imagem Tridimensional (CDI 3D) foram então comparados com os resultados obtidos pelo Método dos Elementos Finitos (MEF), através do programa Patran 2010 (MSC Software Corporation, Santa Ana, Califórnia, EUA), e em simultâneo, comparados com os resultados calculados pela resolução da solução analítica (ver equação 1).

⁵⁴**Erro relativo** é calculado pelo quociente entre o erro absoluto e o valor medido, calculado ou verdadeiro; é uma grandeza adimensional largamente dependente do valor a medir, revelando grande precisão da medida feita. Por vezes exprime-se em termos de percentagem, e define então a percentagem de erro ou erro percentual.

3. Resultados

3.1. Correlação de Imagem Digital Tridimensional (CID 3D)

Os resultados obtidos pelo método ótico de Correlação Digital de Imagem Tridimensional (CID 3D), utilizando o programa Vic-3D 2010 (Correlated Solutions®, Columbia, EUA) após a remoção do movimento de corpo rígido, para a direção vertical (V), são apresentados na tabela seguinte de acordo com o ensaio a que dizem respeito:

Tabela 4 Deslocamento experimental vertical em milímetros medido por CID 3D através do programa Vic-3D 2010 (Correlated Solutions®, Columbia, EUA) para cada um dos cinco ensaios efetuados e cargas correspondentes aplicadas.

	1º Ensaio	2º Ensaio	3º Ensaio	4º Ensaio	5º Ensaio
Carga (N)	6,95	3,79	3,79	0,54	0,18
Deslocamento vertical experimental (mm)	3,99	2,08	2,09	0,31	0,09

Na figura 35 é apresentado o deslocamento vertical obtido pelo método de CID 3D para o 3º Ensaio, utilizando o programa Vic-3D 2010 (Correlated Solutions®, Columbia, EUA), após a remoção do movimento de corpo rígido.

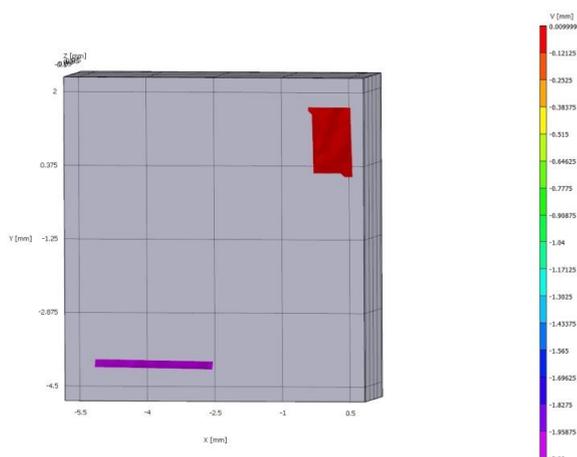


Figura 35 Gráfico do deslocamento obtido para a direção vertical (V) para o 3º Ensaio, utilizando o programa Vic-3D 2010 (Correlated Solutions®, Columbia, EUA), após a remoção do movimento de corpo rígido (a área vermelha representa o padrão utilizado para remoção do movimento de corpo rígido).

3.2. Método dos Elementos Finitos (MEF)

Os resultados obtidos pelo método de análise dos elementos finitos (MEF), através do programa Patran 2010 (MSC Software Corporation, Santa Ana, Califórnia, EUA), são apresentados na tabela seguinte de acordo com o ensaio a que dizem respeito:

Tabela 5 Deslocamento numérico vertical em milímetros medido pelo MEF através do programa Patran 2010 (MSC Software Corporation, Santa Ana, Califórnia, EUA) para cada um dos cinco ensaios efetuados e cargas correspondentes aplicadas.

	1º Ensaio	2º Ensaio	3º Ensaio	4º Ensaio	5º Ensaio
Carga (N)	6,95	3,79	3,79	0,54	0,18
Deslocamento numérico (mm)	3,82	2,08	2,08	0,30	0,10

Na figura 36 é apresentada a variação do deslocamento vertical obtida pelo método de elementos finitos para a situação em que se considerou uma carga concentrada com o valor de 3,79N.

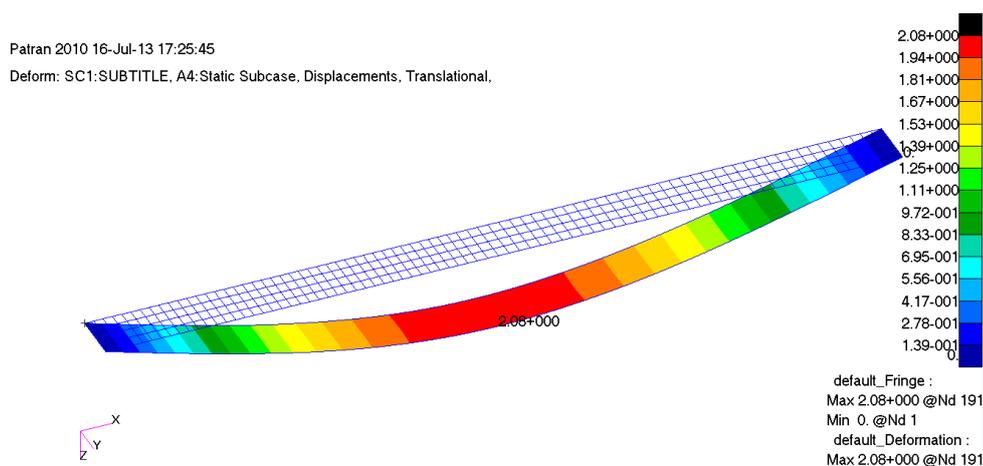


Figura 36 Representação da variação do deslocamento vertical para a situação em que a carga tem o valor de 3,79 N, considerando o modelo numérico.

3.3. Validação analítica

Os resultados obtidos pela resolução da solução analítica exata, consultando o livro Resistência dos Materiais (Volume I) — Timoshenko, Stephen P., Ao Livro Técnico S.A. Editora, Rio de Janeiro — Brasil, 1971, pgs. 152-164, no capítulo referente à Deformação das Vigas Carregadas Transversalmente, através no programa Microsoft Office Excel 2007 (Microsoft, EUA), são apresentados na tabela seguinte:

Tabela 6 Deslocamento analítico vertical em milímetros calculado pela solução exata (Tomoshenko S.P., 1971) para cada um dos cinco ensaios efetuados e cargas correspondentes aplicadas.

	1º Ensaio	2º Ensaio	3º Ensaio	4º Ensaio	5º Ensaio
Carga (N)	6,95	3,79	3,79	0,54	0,18
Deslocamento pela solução exata (mm)	3,78	2,06	2,06	0,29	0,10

3.4. Análise estatística

Os valores do erro percentual calculados para cada ensaio através no programa Microsoft Office Excel 2007 (Microsoft, EUA), são apresentados na tabela seguinte:

Tabela 7 Resumo dos resultados do deslocamento vertical em milímetros, obtidos nos cinco ensaios pelos diferentes métodos utilizados e cargas respectivas. Resultados comparativos das técnicas empregadas com o cálculo dos erros relativos correspondentes.

	1º Ensaio	2º Ensaio	3º Ensaio	4º Ensaio	5º Ensaio
Carga (N)	6,95	3,79	3,79	0,54	0,18
Deslocamento experimental (mm)	3,99	2,08	2,09	0,31	0,09
Deslocamento numérico (mm)	3,82	2,08	2,08	0,30	0,10
Deslocamento pela solução exata (mm)	3,78	2,06	2,06	0,29	0,10
Valores de Erro percentual					
CID 3D vs. Solução exata	5,5%	0,8%	1,3%	4,5%	9,2%
MEF vs. Solução exata	1,0%	0,8%	0,8%	1,1%	1,1%

4. Discussão

Na tabela anterior é possível verificar os valores experimentais apresentam sempre erros inferiores a 10%, o que vai de encontro às boas práticas de investigação em engenharia. Verifica-se ainda, com exceção do segundo e terceiro ensaios, um aumento do erro com a diminuição do valor da carga. Este comportamento está associado ao facto de que a diminuição da força aplicada conduz a uma diminuição do valor máximo do deslocamento e, conseqüentemente, quanto menor o valor do deslocamento a medir, maior será a proximidade deste valor ao menor valor mensurável (limite de precisão do método). No segundo e no terceiro ensaios, o valor da carga é cerca de metade do valor utilizado no primeiro ensaio e, no entanto, o erro é aproximadamente 4% inferior. Este comportamento contraria a ideia anterior, mas pode ser consequência das condições de suporte dos ensaios experimentais. De facto, o suporte utilizado em laboratório deve garantir que as extremidades da viga não apresentam qualquer tipo de deslocamento, sendo esta condição mais difícil de garantir para maiores valores de força. Aliás, a comparação dos valores do deslocamento experimental com os respetivos valores teóricos mostra que os deslocamentos obtidos experimentalmente são sempre superiores aos deslocamentos teóricos respetivos.

No que diz respeito aos resultados numéricos, estes apresentam erros inferiores a 1.1%, o que significa que o modelo numérico utilizado consegue aproximar a solução analítica com elevada precisão. Este facto deve-se essencialmente à boa escolha do modelo numérico: elemento finito e correta definição das condições de fronteira. A generalidade das situações em que os resultados numéricos não conseguem aproximar os resultados analíticos é consequência de uma escolha inapropriada do modelo de elementos finitos, nomeadamente seleção do tipo de elemento finito, modelação do tipo de material, seleção do tipo de análise, definição das condições de fronteira e, eventuais, problemas numéricos na resolução das equações associadas, etc.

À semelhança de diversos estudos experimentais com CID 3D (Toussaint *et al.*, 2008; Morita *et al.*, 2011; Morita *et al.*, 2012; Tiozzi *et al.*, 2013) utilizou-se também neste ensaio uma simulação do modelo experimental obtido pelo MEF para análise crítica dos resultados, uma vez que se considerou ser uma mais valia para o trabalho. Tiozzi e colaboradores (2013) consideram mesmo a correlação de imagem digital uma ferramenta útil para a validação de modelos de elementos finitos utilizados em análises biomecânicas aplicadas em medicina dentária. Comparando os erros associados aos deslocamentos obtidos experimentalmente com os erros dos deslocamentos obtidos numericamente, é possível concluir que os erros associados aos deslocamentos experimentais são superiores aos erros dos deslocamentos numéricos. Este facto resulta da maior dificuldade experimental em

representar as condições de fronteira utilizadas na obtenção da solução teórica e do limite de precisão do método experimental.

5. Conclusões

Neste capítulo o método de correlação de imagem 3D foi utilizado como método alternativo para avaliar a o deslocamento vertical de uma viga de aço biapoiada, carregada aproximadamente a meio vão com uma carga concentrada. O deslocamento vertical do ponto posicionado a uma distância de 224 mm do primeiro apoio foi avaliado utilizando o sistema de correlação de imagem Vic-3D e numericamente utilizando o método dos elementos finitos. O valor do deslocamento, estimado por ambos os métodos, foi comparado com a solução analítica obtida pela formulação e resolução da equação diferencial da linha elástica do referido problema.

Os resultados deste estudo mostram que o sistema de correlação de imagem Vic-3D pode ser utilizado como método alternativo para avaliar experimentalmente o deslocamento de estruturas tipo viga. Em todas as medições efetuadas foi possível medir o deslocamento vertical da viga com erros inferiores a 10%.

**VALIDAÇÃO DO MÉTODO DE CID 3D
COM A AFR
num modelo animal *ex vivo***

[CAPÍTULO III]

I. Objetivo

Teve como objetivo principal a validação da técnica de CID 3D através do método de AFR num ensaio experimental *ex vivo* com mandíbulas de porco frescas isoladas.

Como objetivos específicos:

Comparar os valores de estabilidade primária obtidos pelo método de correlação de imagem digital 3D com os valores de estabilidade primária medidos por análise da frequência de ressonância (AFR) com o Osstell® ISQ.

Verificar se a utilização de pilares “*platform-switching*” influenciou o grau de micromovimentos relativamente aos pilares standard (grupo controlo).

2. Materiais e Métodos

2.1. Obtenção do modelo experimental

Para este ensaio utilizaram-se mandíbulas de porco frescas isoladas (com menos de 24 horas após o abate dos animais para consumo). Em cada mandíbula foram selecionados três locais cirúrgicos para colocação dos implantes dentários. Estes 3 locais cirúrgicos, foram preparados com a extração dos dentes canino, 1º pré-molar e 1º molar, indicados na figura 37, recorrendo aos instrumentos manuais apresentados na figura 38.

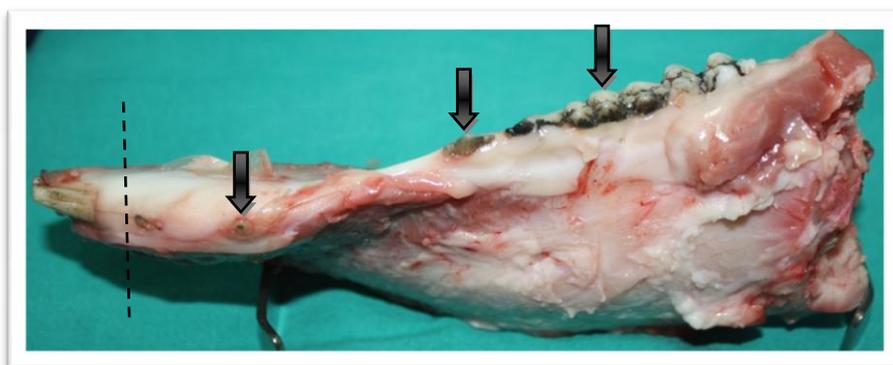


Figura 37 Espécime de estudo antes previamente à sua preparação. As setas a negro indicam os locais das exodontias, áreas selecionadas para a colocação dos implantes dentários. (Para facilitar a posterior fixação da mandíbula no suporte de teste foi necessário, nalguns casos, seccionar a mandíbula ao nível da sínfise, abdicando da presença dos incisivos, conforme indica a linha a tracejado.)



Figura 38 Instrumental cirúrgico utilizado no ensaio experimental.



Figura 39 Alvéolo Pós-extração.

A extração dos dentes procurou ser o mais traumática possível para haver preservação do tecido ósseo no local do leito implantar, como se pode observar na figura 39. Após as exodontias, foi efetuada a fixação da mandíbula no suporte especialmente desenhado para as medições (figura 40), a fim de facilitar, aquando da

preparação dos leitos implantares, a colocação dos implantes numa posição perpendicular ao ponto de aplicação da carga e ao plano de aquisição das imagens.

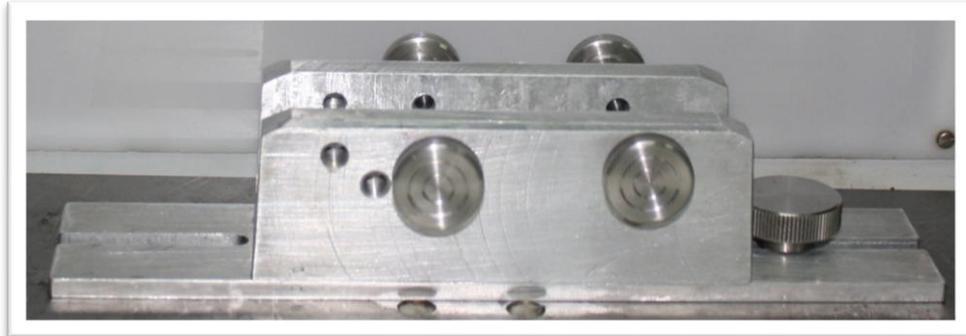


Figura 40. Fotografia do suporte concebido para fixação da mandíbula de porco durante o ensaio de aquisição das imagens para CID 3D com aplicação de carga.

— Preparação dos leitos implantares —

Foi efetuada uma incisão na crista óssea, com descolamento de um retalho mucoperiósteo de espessura total (por vestibular e por lingual do rebordo alveolar), para uma correta visualização da anatomia alveolar na região implantar. Os leitos implantares foram preparados para a colocação de implantes endósseos $\varnothing 4,3\text{mm} \times 13\text{mm}$ *Screw-line Implant, Promote[®] plus* (Camlog Biotechnologies[®], Wimsheim, Germany), utilizando sempre o mesmo protocolo cirúrgico para preparação dos leitos implantares, de acordo com as indicações do fabricante.

Selecionou-se então o Programa 20:1 a baixa rotação: 800 rpm (acionando para isso o pedal laranja do motor de implantes, até aparecer o Programa pretendido no visor). Esta foi a rotação utilizada para todas as brocas exceto para a broca final de passo de rosca que, nos casos em que foi utilizada, a rotação selecionada foi de 15 rpm. A broca formadora de rosca



Figura 41 Fotografia do visor do motor de implantes usado neste estudo para preparação dos leitos implantares. Pode observar-se o programa selecionado (20:1) e a rotação escolhida (800rpm) para o efeito.

foi utilizada sempre que o implante não conseguiu ser completamente colocado com um torque de inserção máximo de 45 Ncm (e só nestes casos). Na presença de osso cortical, procedeu-se à marcação da cortical óssea do local escolhido para a colocação do implante com a broca esférica. Na ausência de osso cortical, iniciou-se a preparação do leito implantar, seguindo as indicações do fabricante para o implante Camlog *Screw-line* $\varnothing 4.3 \times 13\text{mm}$ (figura 42):

1. Broca esférica
2. Broca piloto Ø2.0x13mm;
3. Broca pré-“conformadora”
Ø1.7/2.8x13mm;
4. Broca Ø3.3x13mm;
5. Broca Ø3.8x13mm;
6. Broca Ø4.3x13mm.
7. Broca TAP (passo de rosca) Ø4.3.

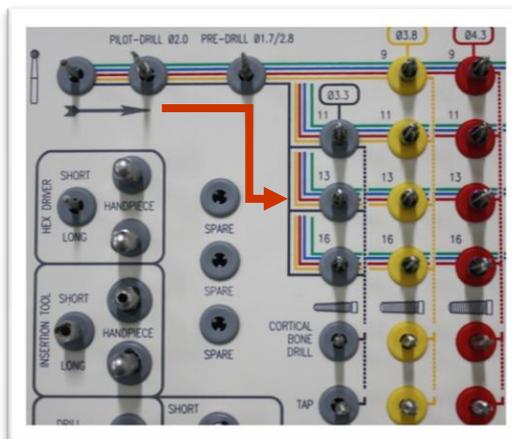


Figura 42 Fotografia do estojo cirúrgico da SCREW-LINE Camlog Biotechnologies®. Neste estudo foi utilizada a série de brocas da 3ª linha, para implantes de 13mm de comprimento, até à coluna da direita, para atingir 4.3mm de diâmetro (seguindo sempre a série encarnada).



Figura 43 Sequência de brocas utilizadas na preparação dos leitos implantares.

Utilizou-se irrigação manual abundante do leito implantar entre a utilização de cada broca, com soro fisiológico a 5% de NaCl.

— Instalação dos implantes —

Selecionou-se a chave adequada para o transportador do implante Camlog *Screw-line* Ø4.3x13mm e acoplou-se ao contrângulo. Ativou-se a opção «Implante» a 35 Ncm. Os implantes foram colocados utilizando um contrângulo com micromotor elétrico (figura 44) com controlo de torque e de velocidade (regulado a 35 Ncm e a 15 rpm). Sempre que o torque foi insuficiente para a inserção do implante até ao final do leito implantar, aumentou-se o torque de inserção até ao valor máximo de 45 Ncm. Quando necessário, efetuou-se um aperto manual final do implante, utilizando a chave com controlo de torque, no máximo, a 45 Ncm. Cada implante foi posicionado justacrestal ou ligeiramente supracrestal (0,3-0,5mm).

Figura 44 Contrângulo usado com micromotor elétrico acoplado.





Figura 45 Implante e transportador usados neste estudo.



Figura 46 Diversas chaves usadas neste estudo: chave manual com controlo de torque, chave para o transportador do implante (para contrângulo e digital), chaves digitais curta e longa para remoção do transportador do implante.

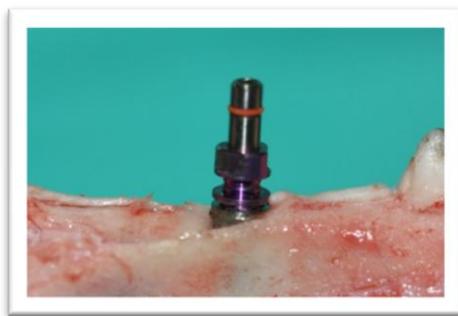


Figura 47 Vista vestibular de um implante com o transportador.

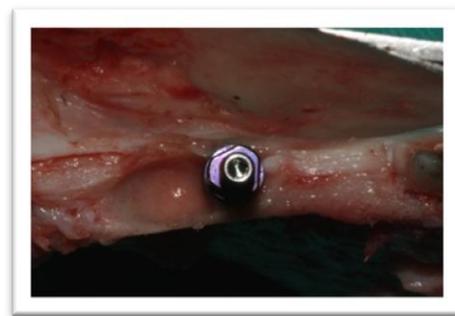


Figura 48 Vista oclusal de um implante com o transportador.

Depois de devidamente instalado o implante, removeu-se o transportador.

— Randomização do pilar —

Para cada implante instalado, foram efetuados ensaios com os dois pilares disponíveis, de plataforma coincidente ou *Standard* (SD) e de plataforma discrepante ou *Platform-Switching* (PS), visíveis na figura 49. A randomização do pilar foi efetuada por sorteio, retirando aleatoriamente de um envelope um papel onde previamente tinham sido colocados trinta papéis com a inscrição de uma das duas plataformas (SD e PS, $n = 15$ para cada grupo). Sorteado o pilar para o primeiro ensaio, ficou automaticamente determinado que no ensaio seguinte (segundo ensaio para o mesmo implante), seria usado o outro pilar. Assim, se a plataforma sorteada para o 1º ensaio tivesse sido PS, conseqüentemente o pilar usado no 2º ensaio para o mesmo implante seria SD, descartando-se o papel retirado do envelope e eliminando também um papel com a inscrição correspondente à outra plataforma.



Figura 49 Pilares de cicatrização para os implantes *Screw-line Promoté® Plus* Ø4,3mmx13mm (Camlog Biotechnologies®, Wimsheim, Germany) usados neste estudo: plataforma PS (à esquerda) e plataforma SD (à direita). Nesta fotografia é ainda possível observar os padrões aplicados na área de interesse para efetuar as medições por CID 3D.

Como se pode observar na figura 49, as plataformas foram preparadas com a aplicação de um padrão de manchas isotrópico e aleatório em papel autocolante, padrão esse que foi depois colocado na área de interesse da superfície do pilar. Este padrão foi obtido com um aerógrafo por pulverização de tinta preta num movimento de varredura sobre papel autocolante branco. Posteriormente, para ser possível efetuar a remoção do movimento de corpo rígido, foi também colocado um padrão semelhante diretamente na cortical óssea (razão pela qual se efetuou o descolamento do retalho de espessura total). Todavia, este último foi aplicado apenas no momento das medições por CID 3D, de modo a evitar a danificação do mesmo pelos fluidos biológicos provenientes do local cirúrgico.



Figura 50 Fotografia do padrão de manchas utilizado no ensaio experimental.

Foram efetuados 4 ensaios em cada leito implantar: o primeiro dos quais com a plataforma sorteada; o segundo com a plataforma seguinte, tendo depois sido removido o implante e reinserido no mesmo local cirúrgico; efetuou-se novo sorteio para a plataforma do terceiro ensaio, o que determinou automaticamente a plataforma para o último ensaio desse leito implantar. Finalizados os 4 ensaios, procedeu-se à instalação do implante no leito implantar seguinte, recomeçando o protocolo definido até obter os 30 ensaios concluídos.

2.2. Análise de Frequência de Ressonância (AFR)

Utilizou-se o método de análise da frequência de ressonância (AFR) com o sistema Osstell ISQ® (Osstell AB, Göteborg, Suécia), para a avaliação objetiva da estabilidade implantar. Para tal, inseriu-se o pequeno pilar metálico magnetizado – *smartpeg* (figura 51) no implante e aparafusou-se com a chave digital fornecida pelo fabricante (4-6Ncm).

Ligou-se o dispositivo (analisador de frequências), visível na figura 52 e efetuaram-se as medições seguindo sempre o mesmo protocolo para uniformização dos resultados, apresentado na tabela 8:

Tabela 8 Sequência de medições efetuadas com o dispositivo eletrônico Osstell ISQ® por cada ensaio realizado.

	1ª Medição	2ª Medição	3ª Medição	4ª Medição
Direção	Mésio-Distal		Vestíbulo-Lingual	
	Por Mesial	Por Distal	Por Vestibular	Por Lingual



Figura 51 Medição do ISQ onde pode observar-se a posição do analisador de frequências relativamente ao *smartpeg*.



Figura 52 Osstell ISQ® (Osstell®, Gothenburg, Suécia).

Para a execução destas medições, foram tidas em consideração e respeitadas todas as indicações do fabricante para o uso do dispositivo eletrônico Osstell ISQ® (abordadas no 1º Capítulo). Todas as medições de ISQ foram sempre efetuadas antes dos procedimentos para as medições dos micromovimentos por CID 3D correspondentes. Concluídas as medições por AFR, removeu-se o *smartpeg* com a chave digital.

2.3. Análise por Correlação de Imagem Digital Tridimensional (CID 3D)

2.3.1. Preparação do espécime

Com a mandíbula posicionada no suporte, aparafusou-se o pilar sorteado no implante, usando para isso a chave apropriada. Nos pilares já tinham sido previamente colocados os padrões a utilizar na captura das imagens de CID 3D.

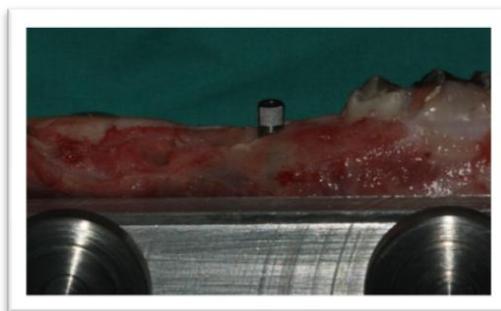


Figura 53 Mandíbula com o pilar de cicatrização sorteado posicionado no implante, e com o padrão aplicado na face voltada para as câmaras.

Fixou-se então o suporte na máquina de testes de forças universal (AG-I Shimadzu[®], Tokyo, Japão), na qual foi também instalada uma esfera metálica de Ø5mm para aplicação da carga compressiva vertical pontual sobre o sistema implante-pilar-osso.



Figura 54 Fotografia da montagem experimental.

2.3.2. Montagem, direcionamento e focagem das câmaras

– Montagem do equipamento –

A montagem das câmaras estéreo seguiu as instruções do fabricante (Correlated Solutions[®], Columbia, USA). Instalou-se para tal o tripé ao qual se adaptou a calha de alumínio que suporta as câmaras, na posição horizontal (paralela ao chão). Fixaram-se as duas câmaras fotográficas de alta velocidade (Point Grey GRAS-20S4M-C, PENTAX TV LENS 75mm, 1:2.8, de resolução 1624x1224 pixéis) aos respetivos dispositivos de montagem giratórios, tendo estes sido posteriormente aparafusados à calha de alumínio, como mostra a figura 57. Verificou-se o nivelamento e estabilidade de toda a estrutura.

– Direcionamento das câmaras –

Posicionou-se então o espécime preparado na localização adequada para executar o teste, com o padrão de manchas voltado para as câmaras. Ligou-se o computador e iniciou-se o *software* Vic-Snap (Correlated Solutions[®], Columbia, USA) para obter imagens em tempo real de ambas as câmaras, auxiliando na orientação das mesmas. Ligou-se também a fonte de iluminação e direcionou-se para o provete de teste. Posicionou-se o equipamento com as câmaras de modo a enquadrar o espécime no campo de visão. A distância aproximada da montagem em relação ao espécime foi então fixada, tendo sido selecionados neste caso, os tubos de extensão de 5X10mm (os mais curtos que permitiram que toda a área de interesse do objeto ficasse contida no campo de visão ao longo do ensaio, tendo em conta o deslocamento esperado do espécime no decorrer do teste).

Após a seleção das lentes apropriadas e fixada a distância da montagem, as câmaras foram direcionadas individualmente de modo a que as imagens obtidas ao vivo no Vic-Snap permitissem “ver” a mesma vista do objeto, ajustando todos os graus de liberdade da montagem e apertando eficazmente todos os dispositivos para o efeito. As câmaras foram posicionadas horizontalmente, centradas de modo aproximadamente simétrico em relação ao objeto e com um ângulo entre si de cerca de 45°.



Figura 55 Fotografia da montagem das câmaras direcionadas para a haste vertical, sob a qual ficará o sistema pilar-implante-osso durante o ensaio.

— Focagem —

Posicionada a montagem e orientadas as câmaras, procedeu-se à focagem. Utilizou-se o anel de focagem de cada lente para atingir uma imagem focada e nítida de toda a área de interesse do espécime, tendo-se recorrido à ampliação das imagens para verificar a focagem fina de todo o objeto de estudo e examinar detalhes das imagens. Para uma focagem adequada utilizou-se um sistema de iluminação de fibra ótica que foi adaptado à montagem, e ajustou-se a intensidade luminosa para permitir uma focagem precisa. Aumentou-se a abertura da lente no máximo (F/2.8), o que reduz a profundidade de campo e torna os problemas de focagem muito evidentes, para auxiliar na focagem. O tempo de exposição utilizado foi o ajustado, por defeito, pelo sistema, de 0-50ms.

Depois de focada a imagem, apertou-se o parafuso de bloqueio respetivo e diminuiu-se a abertura da lente para permitir maior profundidade de campo com o plano focal bem centrado, de modo que a imagem ficasse o mais brilhante possível sem que houvesse áreas a vermelho (pixéis distorcidos) na região de interesse para o ensaio. De seguida, bloqueou-se o parafuso de bloqueio correspondente.

2.3.3. Calibração

Antes de iniciar a calibração propriamente dita, selecionou-se o alvo de calibração dentre as grelhas fornecidas pelo fabricante. Para este ensaio foi selecionado o alvo de 1 polegada (P/N AIG 052985). Efetuou-se a calibração diretamente à frente do espécime, razão pela qual, depois de focada a imagem do espécime se diminuiu a abertura da lente para F/11 logo após a focagem, de modo a permitir maior profundidade de campo.

Para a aquisição das imagens do alvo de calibração, criou-se no programa Vic-Snap um projeto para a calibração efetuada em cada ensaio. Em seguida, com a superfície da grelha de calibração revestida pela película escura voltada para as câmaras, fez-se aquisição das imagens de calibração no Vic-Snap. Para cada posição do alvo captou-se uma imagem, usando a tecla de espaço do computador. No total, foram captadas pelo menos dezasseis imagens do alvo de calibração em cada ensaio, envolvendo várias posições com rotações significativas em torno dos três eixos do espaço. Para sistematizar o procedimento de aquisição das imagens de calibração utilizou-se sempre a mesma sequência de posições do alvo: a primeira imagem foi captada com a grelha paralela ao espécime e imediatamente adiante deste; em seguida, para estimar as proporções com exatidão, a grelha foi rodada no plano focal nalgumas imagens; começou por rodar-se o alvo no plano focal em torno do eixo vertical, inclinando-o para a direita e depois para a esquerda, tendo-se captado algumas imagens em ambos os casos; seguidamente rodou-se o alvo em torno do eixo horizontal, inclinando-o para cima e depois para baixo, e captando-se também algumas imagens de ambos os casos; por fim, moveu-se o alvo para fora do plano focal (para captar com precisão a informação relativa à perspetiva), aproximando-o e afastando-o das câmaras, captando as últimas imagens de calibração.

Após a aquisição das imagens do alvo de calibração, iniciou-se a calibração propriamente dita no Vic-3D. Para tal, selecionaram-se as imagens de calibração pretendidas para cada ensaio e efetuou-se a calibração do sistema estéreo, dando indicação ao *software* de que o alvo usado da lista de grelhas disponíveis foi o de 1 polegada (9x9 - 3.0mm). Acionou-se então a opção «Calcular», surgindo na caixa de diálogo uma sequência das imagens da grelha de calibração com os pontos-alvo iluminados (figura 56).

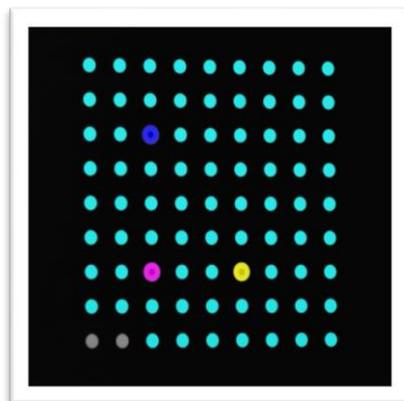


Figura 56 Exemplo de uma imagem do alvo durante a calibração. Os pontos alvo que se encontram iluminados funcionam como pontos de referência para a calibração.

Estando este processo concluído, foi apresentado pelo Vic-3D um relatório dos resultados da calibração e atribuída uma pontuação aos erros de calibração. Sempre que o valor da pontuação global do erro de calibração foi exibido a vermelho, descartaram-se as imagens captadas e procedeu-se à aquisição de novas imagens de calibração, tendo-se repetido todo o procedimento descrito. As pontuações globais dos erros de calibração cujos valores exibidos (a verde) foram inferiores a 0,150 foram aceites. Assim, para cada projeto foi admitida uma calibração, gravada num ficheiro com um nome para referência futura de acordo com o ensaio respeitante, dando-se por concluído este procedimento.

2.3.4. Execução do ensaio

Antes de iniciar a aquisição das imagens do ensaio, verificou-se novamente a posição do espécime e da montagem, confirmando a focagem nítida e correta iluminação de toda a área de interesse do objeto de estudo (tendo presente que a posição das câmaras, focagem e abertura da lente não pode ser modificada nesta fase, sob pena de ser necessário efetuar uma nova calibração).

De seguida, regressou-se ao programa Vic-Snap, e criou-se um novo projeto para a aquisição das imagens de cada teste. Antes de efetuar qualquer aquisição de imagens, aplicou-se na cortical óssea na face voltada para as câmaras o padrão de manchas para possibilitar a posterior remoção do movimento de corpo rígido. Fez-se a aquisição manual de três imagens sem aplicação de carga, usando

a tecla de espaço do computador. Iniciou-se depois a aplicação da carga sobre o sistema [implante-pilar-osso], tendo sido exercida uma carga compressiva vertical pontual de 100N a uma velocidade de 0,5cm/min com uma esfera metálica de Ø5mm instalada na máquina de testes de forças universal (AG-I Shimadzu®, Tokyo, Japão). Atingida a carga de 100N efetuou-se a captura de 7 imagens para cada ensaio, também manualmente. Todas as imagens adquiridas para valores inferiores de carga foram rejeitadas. Prosseguiu-se então com o teste, efetuando-se a aquisição manual das imagens seguintes. No total foram captadas entre cerca de 10 imagens por ensaio. Terminado o teste, encerrou-se o Vic-Snap (as imagens ficam automaticamente gravadas no projeto criado) e regressou-se ao programa Vic-3D para a análise das imagens do ensaio.

2.3.5. Correlação de imagem digital tridimensional

Reabriu-se no programa Vic-3D o ficheiro gravado com a calibração respeitante ao ensaio a analisar. Selecionaram-se as imagens do teste pretendido. A imagem do estado inicial do espécime, relativamente à qual todo o deslocamento é calculado, foi sempre selecionada neste estudo, para imagem de referência.

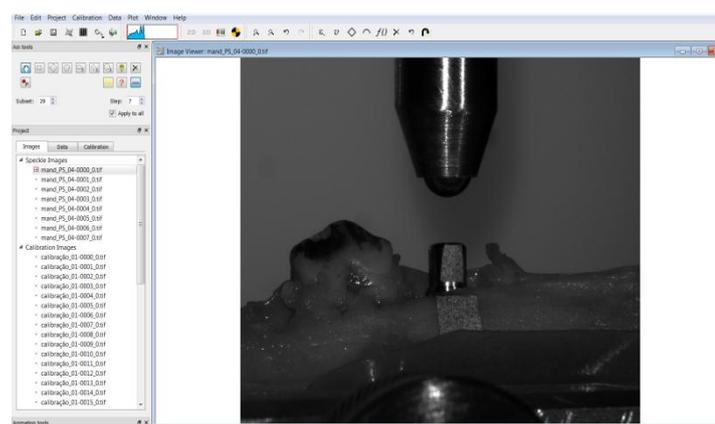


Figura 57 Imagem de referência para o 1ºensaio na 2ªmandíbula com pilar PS (assinalada com a seta a vermelho na janela «*Speckle Images*»).

Selecionou-se um ponto inicial, contido na área de interesse, para começar a correlação. Este ponto inicial foi criado, tanto na área em que se pretende medir o deslocamento, como na área considerada para eliminação do movimento de corpo rígido. Completada 100% da correlação nesses

pontos, recorreu-se novamente à barra de ferramentas para definir as áreas de interesse que englobam os pontos de referência (ver figura 58).



Figura 58 Imagem de referência para o 1ºensaio na 2ªmandíbula com pilar PS onde podem observar-se os pontos iniciais selecionados (balões a amarelo) e as áreas de interesse (retângulos a rosa) consideradas para o ensaio.

Para cada ensaio procurou-se que a área de interesse do pilar fosse o mais próxima possível da área selecionada para eliminação do movimento de corpo rígido. De seguida, definiu-se a dimensão dos subconjuntos (*subset size*) para 53 (valor sugerido pelo programa Vic-3D). Por fim, fez-se correr a análise das imagens no Vic-3D. As restantes opções de correlação adotadas foram, por defeito, as pré-definidas pelo programa.

2.3.6. Análise e processamento dos resultados

Concluída a análise do Vic-3D, e calculados os campos de deslocamento a partir das imagens do ensaio, encerrou-se a caixa de diálogo para poder visualizar, analisar e processar os resultados. Recorreu-se então à ferramenta de pós-processamento para remoção do movimento de corpo rígido, através da opção «manter 3 pontos fixos». Estabeleceram-se 3 pontos na área pretendida, o mais próximo possível da área de interesse do espécime e clicou-se em «*Compute*» para calcular os resultados.

2.4. Análise estatística

Para a análise estatística consideraram-se dois grupos de pilares: o grupo com a plataforma PS e o grupo com a plataforma SD. A normalidade da distribuição das variáveis foi verificada pelo teste de Kolmogorov-Smirnov (com correção de Lilliefors). A existência de diferenças estatisticamente significativas entre os grupos foi analisada com o teste *t-Student* para amostras independentes.

Para verificar a correlação entre os valores de micromovimentos medidos por CID 3D e os valores de ISQ obtidos por AFR, foi utilizado o Coeficiente de Correlação de *Spearman*.

O nível de significância foi estabelecido em 5% ($\alpha=0,05$).

3. Resultados

3.1. Análise de Frequência de Ressonância (AFR)

Os resultados obtidos pelo método de AFR, com o sistema Osstell ISQ® (Osstell AB, Göteborg, Suécia), para a avaliação do ISQ para os grupos de implantes com as duas plataformas (PS e SD), são apresentados nas tabelas seguintes:

Tabela 9 Valores médios de ISQ obtidos pelo método de AFR para os implantes com pilar PS.

PILAR PS	
ISQ	
Direção Méso-Distal (MD)	Direção Vestibulo-Lingual (VL)
74,0	75,0
72,0	68,0
74,0	74,0
71,0	67,5
70,0	67,0
73,0	71,5
75,0	71,0
69,0	63,0
60,0	49,0
68,0	67,0
64,5	65,5
75,0	67,0
75,0	67,0
72,0	68,0
67,0	66,0

Tabela 10 Valores médios de ISQ obtidos pelo método de AFR para os implantes com pilar SD.

PILAR SD	
ISQ	
Direção Mesio-Distal (MD)	Direção Vestibulo-Lingual (VL)
74,0	75,0
74,0	74,0
72,0	72,0
69,0	64,0
75,0	67,0
68,0	61,5
68,0	67,5
63,0	64,0
75,0	67,0
60,0	49,0
74,5	71,5
72,0	68,0
67,0	66,0
66,0	65,0
66,0	68,0

3.2. Correlação de Imagem Digital Tridimensional (CID 3D)

Os resultados obtidos pelo método ótico de CID 3D, utilizando o programa Vic-3D 2010 após a remoção do movimento de corpo rígido, para os grupos de implantes com as duas plataformas (PS e SD), são apresentados nas tabelas seguintes:

Tabela 11 Valores máximos de deslocamento (μm) obtidos pelo método CID 3D para os implantes com pilar PS.

PILAR PS		
Micromovimentos		
Direção U	Direção V	Direção W
5,4	65,1	38,8
21,4	73,2	12,2
19,0	109,3	24,6
26,6	95,4	37,7
11,5	2,5	19,2
6,4	38,6	96,0
14,6	18,7	24,8
55,8	28,6	130,0
113,5	91,0	52,9
16,2	40,5	14,2
36,2	54,1	27,7
16,5	51,4	76,2
30,3	54,6	45,2
134,0	170,6	138,5
204,0	134,4	254,0

Tabela 12 Valores máximos de deslocamento (μm) obtidos pelo método CID 3D para os implantes com pilar SD.

PILAR SD		
Micromovimentos		
Direção U	Direção V	Direção W
1,0	75,1	37,4
20,1	105,1	12,0
23,0	99,3	37,7
7,3	9,7	56,0
25,6	58,0	90,8
48,0	49,1	151,5
13,0	48,5	1,4
20,7	51,1	16,1
58,2	70,4	82,0
186,0	98,5	43,1
165,0	33,3	20,8
191,0	211,0	113,3
143,0	176,3	93,7
63,4	140,5	173,0
26,0	138,6	180,5

Na figura 59 são apresentados os gráficos de deslocamento nas direções U, V e W, correspondentes, respectivamente, às direções Mésio-Distal (MD), Apico-Oclusal (AO), e Vestíbulo-Lingual (VL), obtidos pelo método de CID 3D para um ensaio, utilizando o programa Vic-3D 2010 (Correlated Solutions®, Columbia, EUA), após a remoção do movimento de corpo rígido.

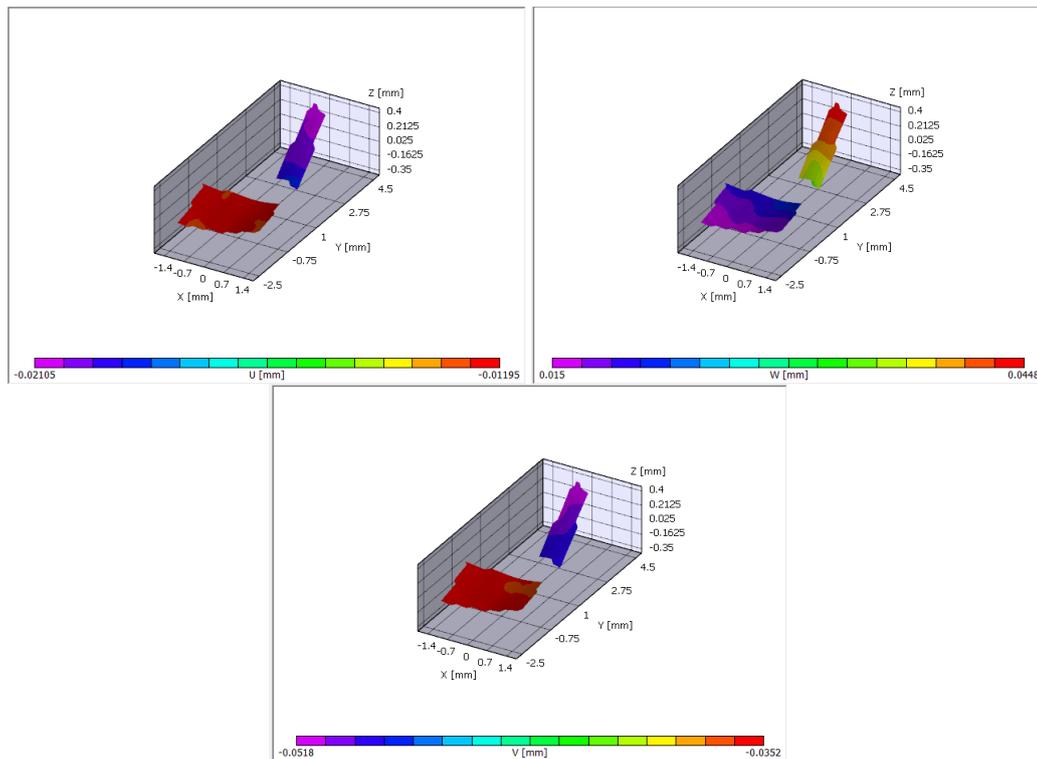


Figura 59 Gráficos do deslocamento de deslocamento nas direções U, W e V, obtido utilizando o programa Vic-3D 2010 (Correlated Solutions®, Columbia, EUA), após a remoção do movimento de corpo rígido (o padrão com valores mais baixos de deslocamentos representa a área utilizada para remoção do movimento de corpo rígido).

3.3. Análise estatística

Na análise estatística efetuada considerou-se o nível de significância de 5% ($\alpha=5\%$).

A estatística descritiva para os valores médios de ISQ nas direções MD e VL, para os dois grupos de implantes com pilares de cicatrização PS e SD, foram sumariados na tabela seguinte:

Tabela 13 Estatística descritiva para os valores médios de ISQ nas direções MD e VL, para os dois grupos de implantes com pilares de cicatrização PS e SD.

Pilar	Direção	MD (média±DP)	VL (média±DP)
	PS		70,633±0,200
SD		69,567±0,200	66,633±0,081

Uma vez que não é possível obter por AFR os valores de ISQ correspondentes à direção Ocluso-Apical, os micromovimentos medidos na direção V não foram considerados. Assim, a estatística descritiva para os valores máximos de micromovimentos nas direções U, e W, para os dois grupos de implantes com pilares de cicatrização PS e SD, foram sumariados na tabela seguinte:

Tabela 14 estatística descritiva para os valores máximos de micromovimentos (μm) nas direções U, e W, para os dois grupos de implantes com pilares de cicatrização PS e SD.

Pilar	Direção	U (média±DP)	W (média±DP)
	PS		47,400±0,0004
SD		56,200±0,002	74,000±0,200

Os resultados dos testes de amostras independentes aplicados para verificar a existência de diferenças estatisticamente significativas entre os dois grupos de pilares de cicatrização, foram para a Direção Mésio-Distal ($p=0,523$) – calculado pelo teste *t-Student* –, e para as Direções Vestíbulo-Lingual ($p=0,734$), U ($p=0,602$) e W ($p=0,690$) – calculados pelo teste de *Mann-Whitney*. Pelos resultados obtidos verificou-se que as medidas para os implantes com os diferentes pilares (PS e SD) não apresentam diferenças estatisticamente significativas ($p > \alpha$) quanto aos micromovimentos medidos nas Direções U e W, e quanto ao ISQ obtido por AFR para as Direções Vestíbulo-Lingual ou Mésio-Distal, o que se pode observar graficamente:

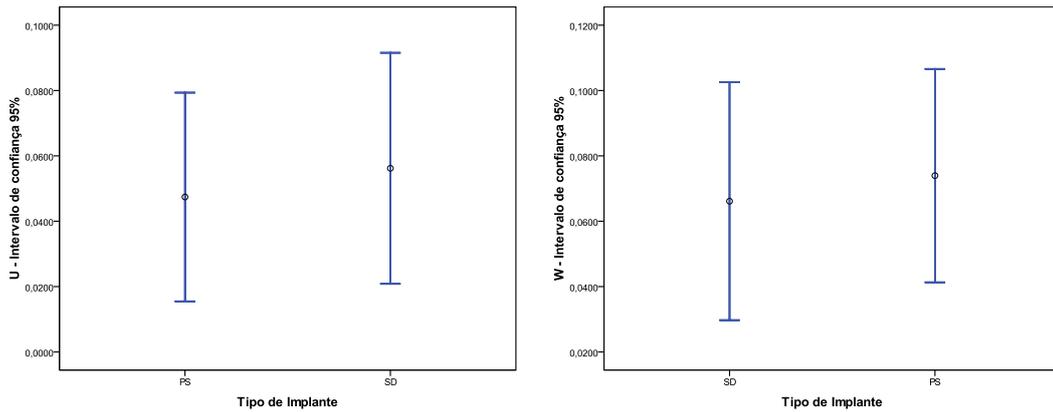


Ilustração 6 Os gráficos mostram que os grupos de implantes (PS e SD) não apresentam diferenças para os micromovimentos medidos por CID 3D nas direções U-MD ($p=0,602$) e W-VL ($p=0,690$).

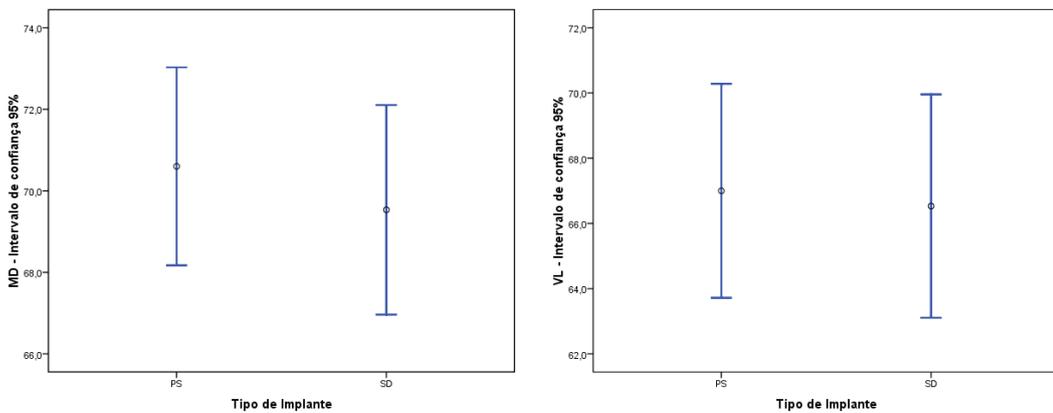


Ilustração 7 Os gráficos mostram que os grupos de implantes (PS e SD) não apresentam diferenças para AFR em ISQ medidos nas direções MD-U ($p=0,523$) e VL-W ($p=0,734$).

A correlação nos dois grupos de implantes (PS e SD) para os dois pares de medidas nas direções U-MD e W-VL, verificada pelo coeficiente de correlação de *Spearman*, não apresentam correlação entre si nos diferentes grupos. Para todos os casos $p > \alpha$.

Analisando a correlação sem realizar a divisão por grupos de implantes com pilares de cicatrização PS e SD, verifica-se que existe correlação inversa estatisticamente significativa ($p < \alpha$) para os valores correspondentes de micromovimentos e ISQ na Direção U-MD, com um coeficiente de correlação de *Spearman* de -0,407. Já para os valores correspondentes de micromovimentos e ISQ na Direção W-VL, não se verifica correlação estatisticamente significativa ($p > \alpha$).

4. Discussão

A AFR foi o método selecionado para validar a técnica ótica de Correlação de Imagem Digital Tridimensional (CID 3D), uma vez que é um dos métodos mais referenciados na literatura para medição da estabilidade implantar, sendo simultaneamente um dos métodos mais rigorosos. (Pagliani *et al.*, 2013; Fisher *et al.*, 2009; Rodrigo *et al.*, 2010; Turkyilmaz *et al.*, 2008; Cannizzaro *et al.*, 2009; Degidi *et al.*, 2010.). É amplamente utilizado em ensaios clínicos com elevada reprodutibilidade dos resultados para o mesmo implante nas mesmas condições clínicas (Fisher *et al.*, 2009).

Todavia a AFR não permite fazer a análise direta dos deslocamentos de implantes dentários, apresentando ainda algumas limitações, entre as quais: não é possível comparar os valores de estabilidade entre vários implantes, com comprimentos e larguras diferentes, ou colocados em diferentes tipos de osso. Outra limitação prende-se com o facto de, após a colocação da coroa definitiva, não ser possível medir a estabilidade implantar por este método sem remover a coroa, o que, nalgumas situações clínicas se torna pouco prático ou mesmo impossível, sem a destruir. Uma outra limitação do sistema está relacionada com a impossibilidade de medir a estabilidade implantar na direção apical, motivo pelo qual não foi efetuada a análise estatística para os valores de micromovimentos obtidos na direção V, por não poderem ser medidos os valores de ISQ correspondentes.

Quanto à técnica de CID 3D, tem vindo a ser cada vez mais utilizada nos últimos anos, dada a sua versatilidade e elevada resolução (MJ *et al.*, 2011; Bornert *et al.*, 2009). Esta pode mesmo vir a confirmar-se como sendo extremamente útil na área da Implantologia uma vez que, permite ultrapassar algumas daquelas dificuldades. Nomeadamente: comparar o valor de estabilidade (micromovimentos) entre diferentes implantes; medir a estabilidade de implantes osteointegrados e reabilitados com coroas; medir a estabilidade na direção apical. A medição dos micromovimentos com esta técnica poderá facultar ao clínico informações mais significativas sobre o prognóstico da reabilitação com implantes, complementando os outros métodos existentes atualmente (Rodrigues *et al.*, 2012).

Quanto aos resultados obtidos verificou-se que os valores medidos para os implantes com os diferentes pilares de cicatrização (PS e SD) não apresentam diferenças estatisticamente significativas ($p > \alpha$), nem quanto aos micromovimentos medidos nas Direções U e W, nem quanto ao ISQ obtido por AFR para as direções Mésio-Distal

ou Vestíbulo-Lingual, o que se deve, possivelmente, ao facto da estabilidade do implante se dever mais à geometria do implante (comprimento e diâmetro), do tipo de osso, ou à adaptação do implante ao leito implantar do que à geometria do pilar. Todavia estes fatores não foram objeto de estudo deste ensaio, uma vez que só o método de correlação pode estudar objetivamente a influência da geometria do pilar, já que na AFR com o Ostell[®] é utilizado o pilar “*smartpeg*”, que tem a mesma geometria para os dois grupos. O facto de não ter encontrado diferenças entre os implantes nos dois grupos, significa que a estabilidade do osso perimplantar antes da carga não constitui um viés para o estudo quando se efetuou o carregamento com os diferentes pilares PS e SD. O sorteio (aleatório) do pilar para o primeiro carregamento também não pode influenciar os resultados porque o segundo carregamento (que se podia pensar revelar menor estabilidade) foi efetuado quer com pilares PS como SD, e também não revelou diferenças estatisticamente diferentes.

Não existem na literatura estudos que comparem a estabilidade implantar entre diferentes pilares, nomeadamente entre implantes com e sem *platform-switching*, mas existem estudos que comparam radiologicamente o nível ósseo marginal entre os dois. Mesmo assim, a maioria só avaliam o nível ósseo em mesial e distal. O estudo clínico randomizado de Enkling *et al.* (2009) foi o único que mediu as alterações do nível ósseo marginal em ambas as dimensões, verticais e horizontais, e concluiu que o método *platform switching* pode não ter uma influência significativa na manutenção dos níveis vertical e horizontal do osso marginal (Atieh *et al.*, 2010).

Numa revisão bibliográfica realizada Atieh e colaboradores (2010) entre 2007 e 2010, sobre estudos em seres humanos, com grupo controlo, que visavam a preservação óssea ao redor de implantes dentários utilizando *platform switching* (PS). Concluíram que o subgrupo PS condicionou uma maior preservação óssea do que os implantes não PS. No entanto, a diferença não foi sempre estatisticamente significativa. A análise desta revisão por subgrupo dos estudos apresentados mostrou uma significativa diferença com menos alterações no nível ósseo no grupo PS para os estudos randomizados e 3 estudos clínicos controlados. A análise de subgrupos de 5 estudos que tinham tamanhos de amostra ≥ 60 implantes mostrou uma diferença *borderline*. Por outro lado, a diferença foi estatisticamente significativa, quando foram incluídos apenas estudos com um tamanho de amostra menor (< 60 implantes) e com os implantes osteointegrados. Uma limitação inerente a cada estudo desta revisão radiográfica foi a utilização de radiografias convencionais que, como referido anteriormente, só permitem a deteção de perda óssea mesial e distal, mas não avaliam os níveis ósseos vestibular e lingual.

Existem na literatura estudos que pretendem estabelecer uma correlação entre micromovimentos e perda óssea ou perda da osteointegração, nomeadamente o estudo de Szmukler-Moncler *et al.* (1998) que estabelece uma tolerância para os micromovimentos entre 50-150µm para implantes de superfícies bio inertes. Situação que ocorreu apenas neste estudo em dois implantes do grupo PS e três do grupo SD. Nestes casos, e segundo estes autores, seria exetável uma maior reabsorção óssea marginal, sobretudo nas direções méso-distal para ambos os grupos, e adicionalmente na região vestibular para o grupo PS, o que nunca seria detetado radiograficamente.

Na revisão sistemática sobre a técnica de *platform switching* na preservação do ósseo marginal peri-implante, Al-Nsour e colaboradores (2012) apresentaram os seguintes resultados: Num estudo de Canullo *et al.* (2009), com carga imediata na maxila que incluiu 11 implantes PS e 11 implantes SD, observou-se uma reabsorção óssea significativamente menor em torno dos implantes PS, após uma média de 25 meses. Posteriormente, num estudo randomizado comparou os implantes PS e SD usando uma abordagem em duas fases na maxila posterior com 69 implantes. A quantidade de perda óssea marginal foi significativamente menor nos grupos PS após 30 meses de carga funcional. Canullo *et al.* (2010) demonstraram que um maior desfasamento plataforma-pilar resultou numa menor perda de osso marginal e concluíram que o grau de PS pode influenciar significativamente a remodelação óssea marginal peri-implante. Estes estudos mostram resultados estatisticamente significativos em estudos com tempos longos de osteointegração (25-30 meses), para estudos de carga imediata não verificaram estas diferenças, que foi a situação simulada no nosso ensaio experimental. Procuramos ensaiar uma situação de carga imediata após a colocação do implante utilizando apenas pilares de cicatrização, o que pode constituir uma limitação mas que se deveu a razões económicas (por os pilares protéticos serem mais caros). Todavia em termos práticos e como o objectivo não era reabilitar os implantes com coroas, porque o sistema ostell não pode ser utilizado após a colocação da coroa. A introdução da coroa não traria nenhuma mais valia prática para este ensaio, uma vez que estávamos a medir a estabilidade do sistema implante-osso que neste caso com o pilar de cicatrização cilíndrico, onde só existe alteração do diâmetro entre PS e SD é a forma mais simples de abordar o problema.

Cappiello *et al.* (2008) compararam plataformas PS e SD em 45 pacientes, após 1 ano, e verificaram que a média da perda óssea peri-implantar foi significativamente menor para o grupo PS. Trammell, K. *et al.* (2009), num estudo prospetivo randomizado, dividiram um total de 25 implantes em dois grupos - PS e SD — colocados em 10 pacientes. Foi detetada menor perda óssea no grupo de PS nos 2 anos de follow-up (Al-Nsour *et al.*, 2012).

Por outro lado, Barros *et al.* (2010), constatou num estudo animal que implantes subcrestais com superfícies ásperas nos colos dos implantes produziram menos perda óssea marginal. Como tal, sugere que o nível ápico-coronal da plataforma do implante deve ser tido em consideração quando se avalia a eficácia de PS sobre a manutenção do osso marginal.

Analisando a correlação entre os valores de micromovimentos medidos por CID 3D e os valores de ISQ obtidos por AFR, sem realizar a divisão por grupos de implantes com pilares de cicatrização PS e SD, verificou-se que existe correlação inversa estatisticamente significativa ($p < \alpha$) na Direção U-MD, o que vem confirmar a validação da técnica ótica de CID 3D com o método de AFR. Assim, verifica-se que para valores elevados de ISQ medidos por AFR, obtiveram-se valores mais baixos de micromovimentos analisados por CID 3D. Todavia, para a Direção W-VL, os valores correspondentes de micromovimentos e ISQ medidos, não se verifica correlação estatisticamente significativa ($p > \alpha$). Este facto pode estar relacionado com a forma como o Osstell[®] mede a estabilidade implantar. Isto é, como a sonda é colocada perpendicular ao pilar “*smartpeg*”, este método normalmente apresenta valores de estabilidade menores nas direções vestibulo-lingual onde a espessura do osso é mais fino do que em méso-distal (Meredith *et al.*, 1996). Este resultado está em concordância com os resultados de um outro estudo *in vitro* que correlaciona AFR com deslocamento lateral do implante (Pagliani *et al.*, 2013). No entanto, uma vez que a força oclusal utilizada neste ensaio foi apenas uma força vertical de 100N, isso pode ter constituído uma limitação. As forças predominantes também não são as laterais (na direção W), razão provável para que, seguindo as indicações do fabricante, o valor medido pelo Osstell[®] em ISQ como referência de estabilidade seja um valor médio das duas medições nas direções vestibulo-lingual e méso-distal.

Assim, o método de CID como método de medição de estabilidade implantar (micromovimentos) pode traduzir uma medição em valores absolutos mais real do que o Osstell[®], uma vez que é obtida com o implante em carga e converge de dois fatores importantes no sucesso da osteointegração: estabilidade implantar e carga. De momento, e no âmbito deste ensaio não é possível concluir ou fundamentar esta afirmação, pois para isso seria necessário um estudo mais próximo da situação real, possivelmente um ensaio clínico. Contudo é possível inferir dos resultados deste estudo que ambos os métodos, AFR e CID 3D, estão correlacionados.

5. Conclusões

Dentro das limitações deste estudo, o método de correlação de imagem 3D foi utilizado como método para avaliar os micromovimentos de implantes endósseos inseridos em modelo animal *ex vivo* e carregados com uma carga concentrada de 100N. Foram comparadas duas plataformas com pilares de cicatrização: PS e SD. O deslocamento tridimensional máximo dos pilares foi avaliado utilizando o sistema de correlação de imagem Vic-3D e comparado com os valores médios de ISQ obtidos pelo sistema de análise da frequência de ressonância Osstel[®] ISQ.

Os resultados deste estudo mostram que o sistema de correlação de imagem Vic-3D pode ser utilizado como método alternativo para avaliar experimentalmente o deslocamento de implantes dentários. Os resultados obtidos parecem estar correlacionados com os obtidos por AFR. Não se verificaram diferenças estatisticamente significativas entre os dois grupos de pilares, nem para os deslocamentos medidos por CID 3D, nem para o ISQ obtido por AFR.

**MEDIÇÃO DE MICROMOVIMENTOS POR
CID 3D**

num ensaio clínico *in vivo*

[CAPÍTULO IV]

I. Objetivos

Comparar os valores de estabilidade secundária obtidos pelo método de correlação de imagem digital 3D com os valores de estabilidade secundária medidos por análise da frequência de ressonância (AFR) com o Osstell® ISQ.

Identificar fatores que possam influenciar a ocorrência dos micromovimentos — osso tipo II ou tipo III (segundo a classificação de Lekholm e Zarb, 1985), intervalos de força de oclusão (entre 30 e 70N), geometria do implante (comprimento e diâmetro).

Verificar se a utilização de pilares protéticos *platform-switching* (PS) influenciou o grau de micromovimentos relativamente aos pilares *standard* (grupo controlo).

2. Materiais e Métodos

2.1. Obtenção da população de estudo

O ensaio clínico foi realizado recorrendo-se aos pacientes de um estudo clínico randomizado de implantes com “*platform-switching*” e com pilares standard, a decorrer na Área da Medicina Dentária da Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra. De um universo de 40 pacientes com dois ou mais implantes dentários endósseos adjacentes colocados na região posterior da mandíbula (Camlog Biotechnologies®, Wimsheim, Germany), e com dois pilares protéticos diferentes, *standard* (SD) ou *platform-switching* (PS), foram recrutados 33 pacientes, com autorização da comissão de ética (ANEXO I) da Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra, cumprindo com os princípios éticos da declaração de Helsínquia para a investigação médica em humanos. No total foram medidos com sucesso 32 implantes [$n = 18$ para o grupo SD e $n = 14$ para o grupo PS].

— População —

A tipologia dos pacientes correspondeu a desdentados parciais na zona posterior da mandíbula (pré-molares e molares), com perda de dois ou mais dentes adjacentes, que recorreram à consulta externa do Centro Hospitalar Universitário de Coimbra (CHUC) com o objetivo de realizarem uma reabilitação oral protética com implantes dentários. Após a triagem para o estudo clínico, foram selecionados 40 pacientes com idade superior a 18 anos, independentemente do género, de acordo com os critérios de inclusão e exclusão, e após a realização de uma história clínica geral e oral, com os exames intraorais e imagiológicos protocolares (Ortopantomografia, Radiografias peri apicais e interproximais). Os pacientes foram avisados acerca da necessidade de diversas consultas de controlo para monitorização da evolução do tratamento e recolha de dados relevantes para o estudo clínico.

— Critérios de Inclusão —

Todos os pacientes do estudo clínico randomizado sobre implantes com *platform-switching* a decorrer na Área da Medicina Dentária da Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra, foram selecionados para participarem neste ensaio clínico. Os pacientes foram integrados no referido estudo de acordo com os seguintes requisitos:

- Pacientes com idade igual ou superior a 18 anos, independentemente do género (masculino ou feminino), e com dois ou mais dentes adjacentes ausentes na região posterior da mandíbula (posições segundo a FDI de 3.4-3.5-3.6-3.7 ou 4.4-4.5-4.6-4.7) em que fosse indicada a reabilitação protética implanto-suportada com dois implantes (por quadrante). Foram admitidas situações de desdentações posteriores (posições segundo a FDI de 3.6-3.7 ou 4.6-4.7). Era obrigatória a existência de um dente natural mesialmente ao local do implante mais proximal e o estudo foi planeado para efetuar a colocação de dois a quatro implantes por paciente.
- Pacientes cujo tempo decorrido entre a perda do dente ausente na posição do implante e a cirurgia implantar, fosse superior a seis semanas e com a zona completamente cicatrizada.
- Pacientes cujo tecido ósseo no local do leito implantar, era suficiente em quantidade e qualidade para permitir a colocação de implantes Camlog® *Screw-line* numa só fase, sem necessidade de recorrer a qualquer técnica de aumento do volume ósseo (o tecido ósseo existente em altura deveria permitir a colocação de implantes com comprimento adequado, e em largura deveria permitir a permanência de um volume ósseo adequado por vestibular e lingual do implante selecionado).
- Pacientes cuja dentição oponente fosse dentição natural ou uma reabilitação fixa implanto-suportada, não podendo ser substituída por uma reabilitação protética removível.
- Pacientes motivados para colaborar durante o tempo necessário à conclusão do estudo.

— Critérios de Exclusão —

Os pacientes do mesmo estudo clínico foram selecionados segundo critérios de exclusão sistémicos e locais, além das contraindicações gerais para implantes dentários. Os critérios de exclusão de ordem sistémica incluíram:

- Patologias crónicas que necessitassem do uso profilático de antibióticos por rotina. Patologias que necessitassem da utilização prolongada de corticosteroides ou outros medicamentos que possam interferir com o metabolismo ósseo.
- História clínica de disfunção ou deficiências leucocitárias; discrasias sanguíneas; neoplasias com recurso à quimioterapia; radioterapia da cabeça e pescoço; insuficiência renal; disfunções do metabolismo ósseo; disfunções endócrinas não controladas; síndromes de imunodeficiência.
- Deficiências físicas que dificultassem uma higiene oral adequada.

- Uso de quaisquer dispositivos ou terapêuticas medicamentosas que utilizassem drogas experimentais novas em ensaios clínicos nos 30 dias prévios ao dia da cirurgia (dia 0).
- Hábitos alcoólicos ou de abuso de drogas e hábitos tabágicos (o equivalente a mais de dez cigarros por dia).
- Condições ou circunstâncias que, na opinião do investigador/clínico, poderiam comprometer o compromisso com o estudo clínico a longo prazo.

Os critérios de exclusão de ordem local foram:

- Zona sujeita a cirurgia de aumento ósseo (enxertos de osso e/ou técnicas de regeneração óssea guiada), exceto se esta tivesse sido realizada há mais de seis meses prévios ao dia da cirurgia (dia 0) e estivesse completamente cicatrizada. Zona de defeito ósseo que requeressem cirurgia de aumento ósseo em simultâneo com a colocação do implante. Zona de extração recente (inferior a 6 semanas até ao dia da cirurgia).
- Presença de lesão óssea ou lesões da mucosa oral. Infecção oral persistente.
- História clínica de radioterapia localizada à zona implantar.
- Inflamação local (incluindo periodontite não-controlada).
- Pacientes que possuíssem menos de 4 mm de gengiva queratinizada, ou pacientes que apresentassem um biótipo gengival fino.
- Bruxismo severo ou forte pressionamento interarcadas.
- Falta de motivação para seguir os cuidados higiénicos e a manutenção necessária pós-cirúrgica.

— Processo de Recrutamento de pacientes para o ensaio de CID 3D —

Dos 40 pacientes incluídos no estudo clínico sobre *platform-switching* e divididos em dois grupos, com pilar *platform-switching* ou com pilar standard, que cumpriram todos os critérios de inclusão e nenhum dos de exclusão, foi possível recrutar 33 pacientes para o ensaio clínico, que são aqueles em quem foram efetuadas medições dos micromovimentos implantares por CID 3D.

Foi proposta e explicada a estes pacientes a participação no ensaio clínico de medição de micromovimentos em implantes endósseos pelo método de CID 3D. Os pacientes foram assim devidamente informados acerca do ensaio clínico e elucidados de que a participação neste ensaio em nada interfere com o estudo clínico que integraram, não sendo por conseguinte prejudicados pela sua participação, podendo em todo caso decidir não colaborar na

mesma, sem qualquer prejuízo para o seu tratamento dentário. Todos os pacientes abordados leram e assinaram um consentimento informado esclarecido para efetivar a sua participação no mesmo (ANEXO II), sendo da sua vontade expressa colaborar e regressar ao centro clínico para participarem no ensaio de medição dos micromovimentos nos implantes dentários pelo método de CID 3D. Assim, após assinatura do consentimento informado, todos estes pacientes foram incluídos no estudo, perfazendo por conseguinte uma população de 33 participantes (tabela 15).

Tabela 15. Caracterização da população de estudo.

Paciente	Sexo	Idade	FDI	Tipo de osso	Implante		Plataforma	
					Diâmetro (mm)	Comprimento (mm)		
301	CSM	F	34	4.6	II	3,8	11	SD
302	MML	F	42	3.5	III	3,8	9	PS
303	LMN	M	37	4.6	II	5,0	13	PS
303A				3.6	II	4,3	11	SD
304	MLL	F	64	3.6	II	4,3	11	PS
304A				4.5	II	4,3	11	SD
				4.6	II	5,0	9	
306	AIF	F	48	3.6	II	4,3	9	SD
307	MJR	M	44	3.6	II	5,0	13	PS
308	MBL	M	55	3.5	III	4,3	11	PS
309	CFC	M	52	3.5	II	4,3	13	SD
				3.6	II	3,8	13	
311A	JMB	M	73	3.5	III	3,8	11	PS
				3.6	III	4,3	13	
312	RSS	M	50	3.6	II	4,3	11	PS
313	SJM	M	33	3.5	II	3,8	11	SD
314	HMG	F	51	4.6	III	4,3	11	PS
315	JAN	M	34	4.5	II	4,3	13	SD
317	MAC	F	56	4.6	II	3,8	9	PS
317A				3.6	II	3,8	9	SD
318	JAM	M	37	4.5	III	5,0	9	SD
321	MLF	F	57	3.6	III	5,0	13	SD
323	FGS	M	27	3.5	II	3,8	13	SD
				3.6	II	4,3	13	
325	ZMB	F	46	4.6	II	3,8	13	PS
327	MMA	F	43	3.6	II	4,3	11	PS
329	LJR	M	39	3.6	II	3,8	11	SD
				3.7	II	4,3	9	
331	FAF	M	28	4.5	III	3,8	13	SD
				4.6	III	3,8	13	
335	FSV	M	54	3.5	III	3,8	9	PS
				3.6	II	5,0	9	

Logo após a cirurgia implantar, foi preenchida uma folha de registo com os dados de identificação do paciente; a data da cirurgia; a data da assinatura do consentimento informado; a posição do implante; o tipo de osso; a plataforma, comprimento e diâmetro dos implantes; as medições ósseas da distância em milímetros (mm)

entre o ombro do implante e o primeiro contato ósseo visível na colocação do implante (DIB⁵⁵), em mesial e em distal do implante, medidas por radiografia intra-oral periapical padronizada e individualizada para cada paciente; o valor médio de ISQ medido pelo método de AFR (Osstell[®], Integration Diagnostic, Suécia) em mesial e distal do implante.

— Caracterização e distribuição dos implantes —

Da população de pacientes deste ensaio clínico foi possível obter medições dos micromovimentos com CID 3D em 32 implantes endósseos Camlog[®] *Screw-Line*, de diâmetro e comprimento selecionados de acordo com cada caso clínico.

— Procedimento cirúrgico —

As cirurgias foram realizadas por dois cirurgiões, sendo o operador com mais de 4 anos de experiência em cirurgia de implantes. Todos os implantes foram colocados com o protocolo de um tempo cirúrgico e de acordo com as indicações do fabricante, sob refrigeração permanente com soro fisiológico estéril e a baixa rotação (800rpm para todas as brocas exceto para a broca final de passo de rosca que foi utilizada a 15rpm). Os implantes serão colocados utilizando um contrângulo com micromotor elétrico com controle de torque e de velocidade (regulado a 35Ncm e a 15rpm). Os implantes foram posicionados ligeiramente supracrestais (0,3-0,5mm) e a 1,5-2,0mm do dente natural adjacente. Foi respeitada a distância mínima de 3mm entre dois implantes adjacentes. A classificação tipo de osso foi atribuída de acordo com Lekholm e Zarb (1985) pela avaliação da qualidade óssea durante a cirurgia e pelas radiografias pré-cirúrgicas.

— Avaliação clínica da estabilidade —

A avaliação clínica e radiográfica da estabilidade implantar nestes pacientes foi efetuada, não só no dia da cirurgia, mas também nas consultas de controlo. Esta avaliação clínica da estabilidade dos implantes realizou-se através da análise direta e indireta da mobilidade implantar. A análise direta foi efetuada aplicando pressão digital de cada lado do implante ou da coroa unitária. A análise indireta foi efetuada através dos sinais clínicos de dor ou infeção recorrente indicativa de mobilidade, através da análise da frequência de ressonância com o Osstell[®] ISQ, e da avaliação radiográfica para verificar a existência de qualquer radiotransparência perimplantar ou perda óssea marginal anormal.

⁵⁵DIB — *Distance Implant Bone*

A medição de micromovimentos pelo método de correlação de imagem digital tridimensional (CID 3D) foi executada com câmaras fotográficas de alta velocidade e o sistema de vídeo correlação Vic- 3D (Correlated Solutions, Columbia, EUA), para avaliar a estabilidade dos implantes dentários, e comparar os resultados com os valores medidos com o aparelho de análise de frequências de ressonância Osstell® Mentor (Integration Diagnostics AB, Suécia).

2.2. Avaliação radiográfica

A avaliação radiográfica do nível ósseo marginal foi efetuada no dia da cirurgia, entre as 9^a-12^a semanas pós-cirurgia, e em todas as consultas de controlo subsequentes — 6, 12 e 24 meses.

As imagens radiográficas digitais foram obtidas pela técnica do paralelismo com um cone longo, utilizando um dos dois aparelhos de radiografias intra-orais existente no Departamento de Medicina Dentária, Estomatologia e Cirurgia Maxilo-Facial da Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra: Oralix 65S (Gendex Dental Systems, Itália), ou Heliodont EC, (Siemens, Alemanha) com uma potência de 65 Kv a 7,5 mA e 60 Kv a 7 mA respectivamente com +/- 0,80 segundos de exposição à Radiação-X. As imagens serão geradas num computador PC, através do sistema de captação de imagem VisualiX[®] (Gendex Dental Systems, EUA), e do programa de análise de imagens digitais VixWinTM (Gendex Dental Systems, EUA). As imagens foram captadas em formato DICOM (Digital Imaging and COmmunications in Medicine), e armazenadas em formato comprimido JPEG (Joint Photographic Experts Group) com tamanho médio de 1368 x 912 pixéis.

Estas imagens radiográficas foram realizadas com um posicionador Hawe-Neos[®] (Hawe-Neos Dental, Gentilino, Suíça) modificado com bloco de mordida em silicone (Aquasil Ultra Soft putty, Dentsply/DeTrey, Alemanha) conforme descrito por Cune *et al.* (1996) e utilizado por outros autores (van Kampen *et al.* 2005), com o objetivo de standardizar o mais possível as imagens radiográficas entre a cirurgia e as consultas de controlo. As imagens radiográficas tiveram obrigatoriamente pelo menos duas espiras bem visíveis em mesial e distal do implante.

Esta avaliação radiográfica permitiu efetuar as medições ósseas da distância do implante ao nível ósseo (DIB — *Distance Implant Bone*) em milímetros (mm), o que corresponde à distância desde o ombro do implante até ao primeiro contato ósseo visível na colocação do mesmo.

2.3. Análise da frequência de ressonância (AFR)

A análise de frequência de ressonância através do sistema Osstell® ISQ (Osstell AB, Göteborg, Suécia), foi efetuada no dia da cirurgia (Dia 0), entre as 6^a-8^a semanas pós-cirurgia (Dia das Impressões Definitivas), e entre as 9^a-12^a semanas pós-cirurgia (Dia da colocação das coroas definitivas). A medição do valor de frequência de ressonância em unidades ISQ – “*Implant Stability Quotient*” foi efetuada para cada implante na respetiva consulta de controlo, por 2 vezes, na direção vestibulo-lingual e méσιο-distal. Quando o valor obtido foi diferente nas duas vezes, foi registado na ficha clínica o valor médio.

Para a execução destas medições, foram tidas em consideração e respeitadas todas as indicações do fabricante para o uso do dispositivo eletrónico Osstell ISQ® (abordadas no 1º Capítulo). As medições efetuadas foram lidas e registadas.

2.4. Análise por correlação de imagem digital tridimensional (CID 3D)

A medição dos micromovimentos através do método de CID 3D foi efetuada nos implantes osteointegrados entre 6 e 32 meses pós-carga. O método de correlação de imagem usado foi composto de um sistema estático de câmaras fotográficas de alta velocidade (Point Grey GRAS-20S4M-C, 1624x1224pixels) e o sistema de videocorrelação Vic-3D 2010 (Correlated Solutions®, USA), após a aplicação de uma carga oclusal mínima de 30N, aferida através de uma célula de carga compressiva (Applied Measurements Ltd., UK) e do software LabVIEW 2010 (National Instruments®, USA).

2.4.1. Preparação do espécime

Fabricou-se um suporte em aço inoxidável com 21x30cm, para permitir padronizar a posição da cabeça do paciente em relação à montagem das câmaras, limitando a distância focal. Neste posicionador foi efetuada uma janela para permitir o acesso visual à área de interesse para realizar os ensaios (ver figura 60). Com o suporte posicionado na cabeceira da cadeira do equipamento dentário, colou-se um padrão de referência aproximadamente no plano onde se pretendi efetuar a captura das imagens de CID 3D, para auxiliar no posicionamento da montagem das câmaras.

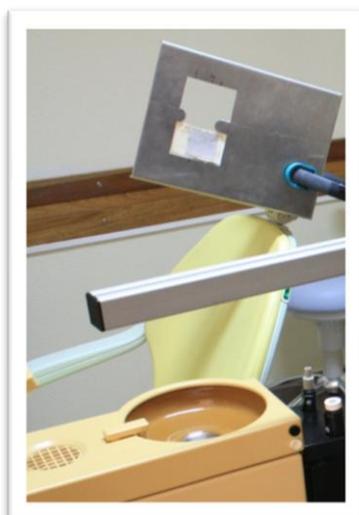


Figura 60 Posicionador para a cabeça do paciente com o respetivo padrão para orientação das câmaras.

2.4.2. Montagem, direcionamento e focagem das câmaras

– Montagem do equipamento –

A montagem das câmaras estéreo seguiu as instruções do fabricante (Correlated Solutions®, Columbia, USA). Instalou-se para tal o tripé ao qual se adaptou a calha de alumínio que suporta as câmaras, na posição horizontal (paralela ao chão). Fixaram-se as duas câmaras fotográficas de alta velocidade (Point Grey GRAS-20S4M-C, PENTAX TV LENS 75mm, 1:2.8, de resolução 1624x1224 pixéis) aos respetivos dispositivos de montagem giratórios, tendo estes sido posteriormente aparafusados à calha de alumínio, como mostra a figura 61. Verificou-se o nivelamento e estabilidade de toda a estrutura.



Figura 61. Fotografia da montagem e equipamento utilizados no ensaio clínico.

– Direcionamento das câmaras –

Utilizou-se o padrão de manchas (alvo) aplicado no posicionador para a cabeça do paciente, para auxiliar na orientação das câmaras, utilizando imagens em tempo real do *software* Vic-Snap (Correlated Solutions®, Columbia, USA). A fonte de iluminação utilizada foi a existente no equipamento dentário. Posicionou-se o equipamento com as câmaras de modo a enquadrar o alvo no campo de visão. A distância aproximada da montagem em relação ao espécime foi então fixada, tendo sido selecionados neste caso, os tubos de extensão de 5X10mm (os mais curtos que permitiram que toda a área de interesse do objeto ficasse contida no campo de visão ao longo do ensaio, tendo em conta o deslocamento esperado do espécime no decorrer do teste).

Após a seleção das lentes apropriadas e fixada a distância da montagem, as câmaras foram direcionadas individualmente de modo a que as imagens obtidas ao vivo no Vic-Snap permitissem “ver” a mesma vista do objeto, ajustando todos os graus de liberdade da montagem e apertando eficazmente todos os dispositivos para o efeito. As câmaras foram posicionadas horizontalmente, centradas de modo aproximadamente simétrico em relação ao objeto e com um ângulo entre si de cerca de 45°.

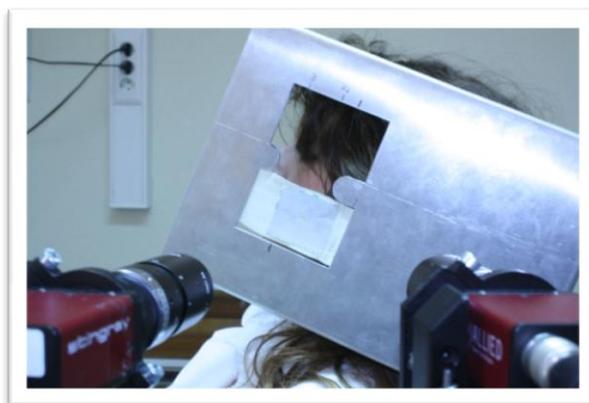


Figura 62 Fotografia da montagem das câmaras direcionadas para o alvo no posicionador para cabeça do paciente.

— Focagem —

Posicionada a montagem e orientadas as câmaras, procedeu-se à focagem. Utilizou-se o anel de focagem de cada lente para atingir uma imagem focada e nítida de toda a área de interesse do alvo, de um modo grosseiro. O tempo de exposição utilizado foi o ajustado, por defeito, pelo sistema, de 0-50ms. Depois de focada a imagem, removeu-se o alvo do posicionador, deixando livre a janela do mesmo. Inseriu-se pela janela um afastador de plástico para retrain a mucosa jugal, expondo as coroas dos implantes a medir. Simultaneamente, foi colocado um aspirador de saliva na boca do paciente para impedir a contaminação de saliva na área de teste e secaram-se as faces vestibulares das coroas para colocação dos padrões de manchas com algodão hidrófilo. Aplicaram-se então os referidos padrões nas coroas dentárias dos implantes a medir e no dente natural adjacente (para remoção do movimento de corpo rígido) e ajustou-se a focagem. Nesta fase recorreu-se à ampliação das imagens para verificar a focagem fina e examinar em detalhe toda a área de interesse das imagens. Uma vez fixada a focagem, apertou-se o parafuso de bloqueio respetivo e diminuiu-se a abertura da lente para F/11 permitir maior profundidade de campo com o plano focal bem centrado, de modo que a imagem ficasse o mais brilhante possível sem que houvesse áreas a vermelho (pixéis distorcidos) na região de interesse para o ensaio. De seguida, bloqueou-se o parafuso de bloqueio correspondente.



Figura 63 Fotografia da preparação das superfícies dentárias para a execução do ensaio.

2.4.3. Calibração

Para este ensaio, a calibração foi sempre efetuada após o ensaio, dada a necessidade de ajustar a focagem após o posicionamento do paciente e a dificuldade de, uma vez efetuada a calibração, posicionar o paciente dentro do limite da profundidade de campo estabelecido para o ensaio. O alvo de calibração selecionado foi o alvo de 4-*in*-1 (P/N AIG 045466). Efetuou-se a calibração diretamente à frente do posicionador, com a superfície da grelha de calibração revestida pela película escura voltada para as câmaras, e fez-se aquisição das imagens de calibração no Vic-Snap. Para cada posição do alvo captou-se uma imagem, usando a tecla de espaço do computador. No total, foram captadas pelo menos dezasseis imagens do alvo de calibração em cada ensaio, envolvendo várias posições com rotações significativas em torno dos três eixos do espaço, utilizando-se sempre a mesma sequência de posições do alvo, já descrita nos outros ensaios.

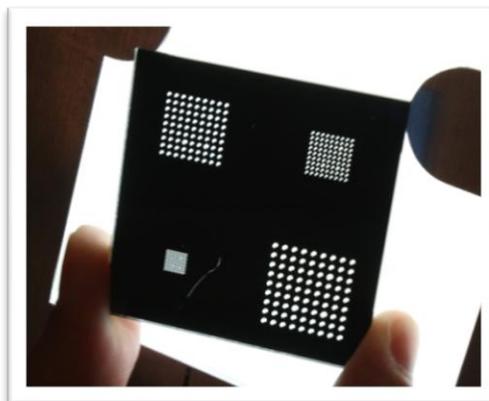


Figura 64 Fotografia do alvo de calibração usado durante o procedimento de aquisição das imagens de calibração.

Após a aquisição das imagens do alvo de calibração, iniciou-se a calibração propriamente dita no Vic-3D. Para tal, selecionaram-se as imagens de calibração pretendidas para cada ensaio e efetuou-se a calibração do sistema estéreo, dando indicação ao *software* de que o alvo usado da lista de grelhas disponíveis foi o de 4-*in*-1 (9x9 – 1,78mm). Acionou-se então a opção «Calcular», surgindo na caixa de diálogo uma sequência das imagens da grelha de calibração com os pontos-alvo iluminados (figura 65).

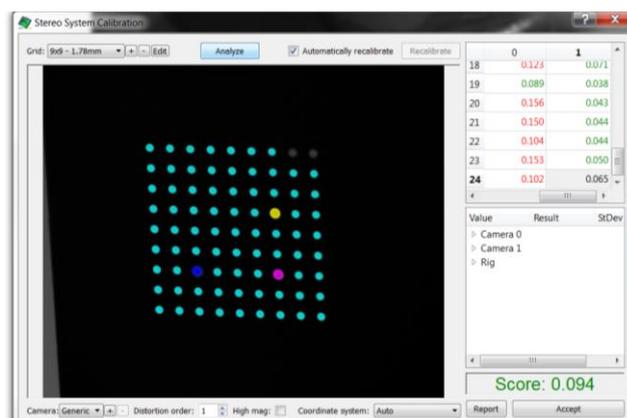


Figura 65 Exemplo de uma calibração bem sucedida com uma pontuação global aceitável. Os pontos alvo que se encontram iluminados funcionam como pontos de referência para a calibração.

Estando este processo concluído, foi apresentado pelo Vic-3D um relatório dos resultados da calibração e atribuída uma pontuação aos erros de calibração. Sempre que o valor da pontuação global do erro de calibração foi exibido a vermelho, descartaram-se as imagens captadas e procedeu-se à aquisição de novas imagens de calibração, tendo-se repetido todo o procedimento descrito. As pontuações globais dos erros de calibração cujos valores exibidos (a verde) foram inferiores a 0,150 foram aceites. Assim, para cada projeto foi necessariamente efetuada uma calibração.

2.4.4. Execução do ensaio

Antes de começar a aquisição das imagens do ensaio, iniciou-se o *software* LabVIEW 2010 (National Instruments®, USA) para medição e registo da força oclusal aplicada na célula de carga. A célula de carga foi sempre calibrada (figura 66) antes de cada ensaio, previamente à gravação das cargas aplicadas.

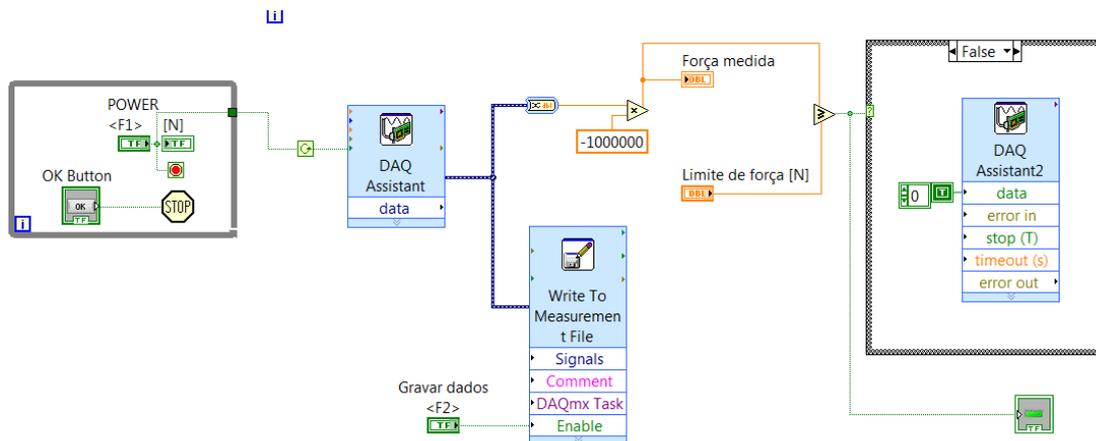


Ilustração 8 Representação esquemática do diagrama de funcionamento criado para a célula de carga com o *software* LabVIEW 2010 (National Instruments®,USA)

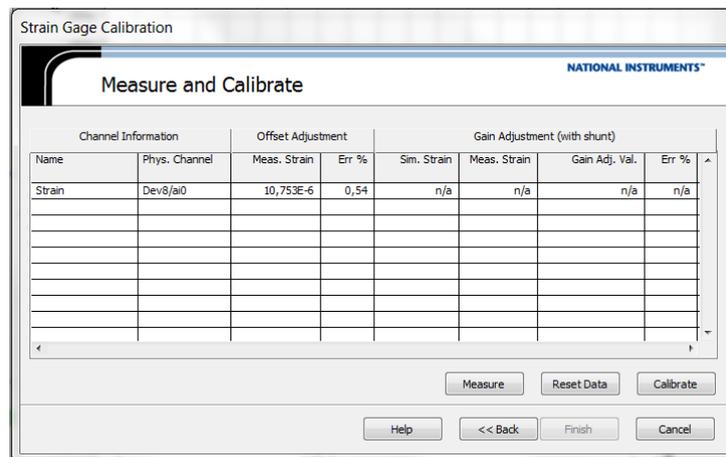


Figura 66 Imagem da *interface* usada para a calibração da célula de carga. Pode observar-se o erro das medições em percentagem, e os ajustamentos efetuados pelo sistema na calibração.

Colocou-se então a mini célula de carga compressiva em aço inoxidável (Applied Measurements Ltd.,UK), devidamente protegida por película isoladora, sobre a face oclusal da coroa dentária do implante a medir e solicitou-se ao paciente que a fixasse simplesmente entre as arcadas dentárias, sem aplicar carga, como exemplificado na figura 67. Ajustou-se a focagem nítida e correta iluminação de toda a área de interesse, e confirmou-se a posição da célula de carga. Verificou-se se a célula de carga estava a efetuar corretamente a aquisição dos valores da força aplicada (figura 68) e iniciou-se a gravação dos dados.



Figura 68 Fotografia intra-oral demonstrativa do posicionamento da célula de carga para medição dos micromovimentos do segundo pré-molar inferior.



Figura 67 Imagem da *interface* usada para medição e registo da carga aplicada. No caso exemplificado, pode observar-se que a célula está a medir corretamente (luz a verde acesa), contudo ainda não foi atingido o limite de força estipulado (30N).

De seguida, regressou-se ao programa Vic-Snap, e criou-se um novo projeto para a aquisição das imagens do teste. Fez-se a aquisição manual de três imagens sem ter sido atingido o limite de força pré-determinado de 30N.

Solicitou-se então a colaboração do paciente, pedindo-lhe para exercer uma carga compressiva progressiva e lentamente até ao limite individual do confortável, efetuando-se a aquisição manual das imagens seguintes até 18 imagens por implante. O registo da medição das forças aplicadas foi efetuado a cada 500ms. Todas as imagens adquiridas para valores de carga inferiores a 30N (excetuando-se a imagem de referência, foram descartadas). Terminado o teste, encerrou-se o Vic-Snap (as imagens ficam automaticamente gravadas no projeto criado) e procedeu-se à calibração do sistema de câmaras sincronizadas, descrito na alínea anterior.

2.4.5. Correlação de imagem digital tridimensional

Depois de concluída e aceite a calibração no programa Vic-3D, selecionaram-se as imagens do ensaio sendo automaticamente definida pelo sistema a imagem inicial para imagem de referência



Figura 69 Imagem de referência para um ensaio onde podem observar-se os pontos iniciais selecionados (balões amarelos) com 100% de correspondência.

Selecionou-se um ponto inicial, contido na área de interesse, para começar a correlação. Este ponto inicial foi criado, tanto na área em que se pretende medir o deslocamento, como na área considerada para eliminação do movimento de corpo rígido. Completada 100% da correlação nesses pontos, definiram-se as áreas de interesse que englobam os pontos de referência (ver figura 58).



Figura 70 Imagem de referência do ensaio anterior onde podem observar-se as áreas de interesse (retângulos a rosa) consideradas para o ensaio.

Para cada ensaio procurou-se que a área de interesse do pilar fosse o mais próxima possível da área selecionada para eliminação do movimento de corpo rígido. De seguida, definiu-se a dimensão dos subconjuntos (*subset size*) para 45 (valor sugerido pelo programa Vic-3D). Por fim, fez-se correr a

análise das imagens no Vic-3D. As restantes opções de correlação adotadas foram, por defeito, as pré-definidas pelo programa.

2.4.6. Análise e processamento dos resultados

Concluída a análise do Vic-3D, e calculados os campos de deslocamento a partir das imagens do ensaio, encerrou-se a caixa de diálogo para poder visualizar, analisar e processar os resultados. Recorreu-se então à ferramenta de pós-processamento para remoção do movimento de corpo rígido, através da opção «manter 3 pontos fixos». Estabeleceram-se 3 pontos na área pretendida, o mais próximo possível da área de interesse do espécime e clicou-se em «*Compute*» para calcular os resultados.

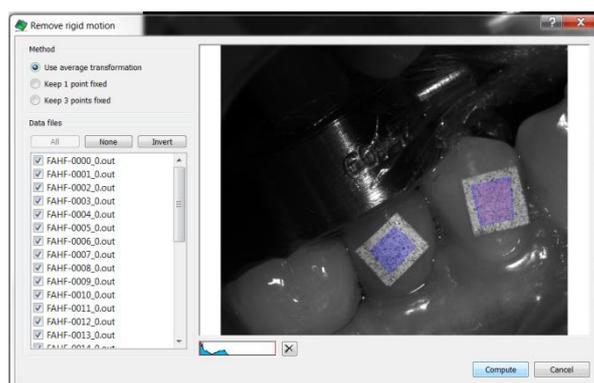


Figura 71 Imagem do procedimento de remoção do movimento de corpo rígido utilizando a opção de «usar transformação aproximada». Pode observar-se a área delimitada para remoção do movimento de corpo rígido (retângulo rosa). Também podem observar-se as áreas de interesse previamente consideradas para o ensaio (retângulos a azul).

2.5. Análise estatística

A análise estatística foi realizada pelo programa IBM SPSS® *Statistics 20.0 – Statistical Package for Social Sciences* (SPSS Inc., Chicago, Illinois, EUA). A descrição das variáveis é apresentada com o número de elementos da amostra, cujo total é N e com a percentagem do total da amostra (% do total). A média e o desvio padrão foram calculados. Para calcular a variação no nível ósseo marginal entre o dia da cirurgia e a consulta da 20ª à 23ª semana, dos 12 meses e dos 24 meses foi utilizada a média do valor obtido em mesial e distal para cada implante. Para os cálculos envolvendo os resultados da análise da frequência de ressonância, foram considerados os valores da terceira e última medição de AFR isto é, o ISQ-3, medido na consulta da 9ª à 12ª semanas.

O teste de Shapiro-Wilks foi usado para verificar a normalidade das distribuições dos diferentes grupos (grupos de plataformas diferentes, tipo de osso, posição na arcada, diâmetro e comprimento). A análise estatística inter-grupos que respeitavam a normalidade foi feita utilizando o teste de *t-Student* (2 grupos) para amostras independentes e *one-way Anova* (>2 grupos). Nos casos de violação dos pressupostos dos testes referidos, foram usados os correspondentes não paramétricos Mann-Whitney U e Kruskal-Wallis, respetivamente.

Os valores obtidos em U, V e W para cada paciente foram considerados amostras emparelhadas e analisados considerando cada uma das plataformas e independentemente da plataforma usada, aplicando o teste de Friedman por haver violação da normalidade das distribuições.

Para o estabelecimento de correlações foi considerada a distribuição total dos valores independentemente de qualquer grupo. Assim, a normalidade da distribuição foi verificada pelo teste de Kolmogorov-Smirnov e a associação entre variáveis determinada através do coeficiente de correlação de Pearson. A correlação dos micromovimentos em função do tipo de osso foi verificada recorrendo à correspondente não paramétrica, isto é, a uma correlação de Spearman.

O nível de significância foi estabelecido em 5% ($\alpha=0,05$).

3. Resultados

3.1. Avaliação radiográfica

Os resultados da análise radiográfica são apresentados no Quadro I no Anexo III.

3.2. Análise da Frequência de Ressonância (AFR)

Os resultados da AFR estão apresentados na tabela seguinte:

Tabela 16 Valores médios de ISQ medidos com o Osstell® ISQ no dia da cirurgia (Dia 0), no dia das impressões definitivas (6-8 Semanas) e no dia da colocação das coroas definitivas (8-16 Semanas).

RESULTADOS DA ANÁLISE DA FREQUENCIA DE RESSONÂNCIA (AFR)

Paciente	FDI	Plataforma	ISQ-1	ISQ-2	ISQ -3	
			Dia Cirurgia	6-12 Semanas	8-16 Semanas	
301	CSM	4.6	SD	74	76	77
302	MML	3.5	PS	76	75	77
303	LMN	4.6	PS	78	82	82
303A		3.6	SD	82	81	82
304	MLL	3.6	PS	80	81	82
304A		4.5	SD	79	81	81
		4.6		77	79	82
306	AIF	3.6	SD	69	69	69
307	MJR	3.6	PS	80	81	83
308	MBL	3.5	PS	79	79	81
309	CFC	3.5	SD	82	81	80
		3.6		76	80	81
311A	JMB	3.5	PS	75	80	80
		3.6		76	81	78
312	RSS	3.6	PS	80	77	66
313	SJM	3.5	SD	74	75	77
314	HMG	4.6	PS	72	78	79
315	JAN	4.5	SD	80	78	79
317	MAC	4.6	PS	77	81	82
317A		3.6	SD	79	82	81
318	JAM	4.5	SD	80	77	77
321	MLF	3.6	SD	80	82	83
323	FGS	3.5	SD	80	80	80
		3.6		81	78	77
325	ZMB	4.6	PS	77	80	80
327	MMA	3.6	PS	77	80	83
329	LJR	3.6	SD	79	76	80
		3.7		80	70	83
331	FAF	4.5	SD	80	78	78
		4.6		81	80	80
335	FSV	3.5	PS	82		
		3.6		79		

3.3. Correlação de Imagem Digital Tridimensional

Os resultados da análise pelo método de correlação de imagem digital 3D são apresentados no Quadro 2 no Anexo IV.

3.4. Análise Estatística

Da análise geral após standardização dos dados (isto é, transformação de cada uma das variáveis numa variável de média zero e desvio-padrão 1), detetaram-se três implantes pertencentes aos pacientes 301, 302 e 304, com valores fora do intervalo da normalidade, sendo interpretados como *outliers* e, por conseguinte, excluídos da análise.

A estatística descritiva para os valores máximos de micromovimentos nas direções U, V e W, assim como para o deslocamento resultante está sumariada na tabela seguinte:

Tabela 17 Estatística descritiva para os valores máximos de micromovimentos (μm) nas direções U, V, W e deslocamento resultante, R.

Deslocamentos	U	V	W	R
Média \pm DP	4,407 \pm 2,834	4,286 \pm 3,390	10,604 \pm 6,825	12,804 \pm 7,192

3.4.1. Análise de micromovimentos em função da Plataforma PS e SD

O deslocamento absoluto, R, foi superior para o grupo PS (14,783 \pm 6,694) relativamente ao grupo SD (11,319 \pm 7,400), ainda que não tenham sido encontradas diferenças estatisticamente significativas: 3,465 (95% IC, -2,116 a 9,045), $t(26)=1,276$, $p=0,213$ (Teste de T-Student).

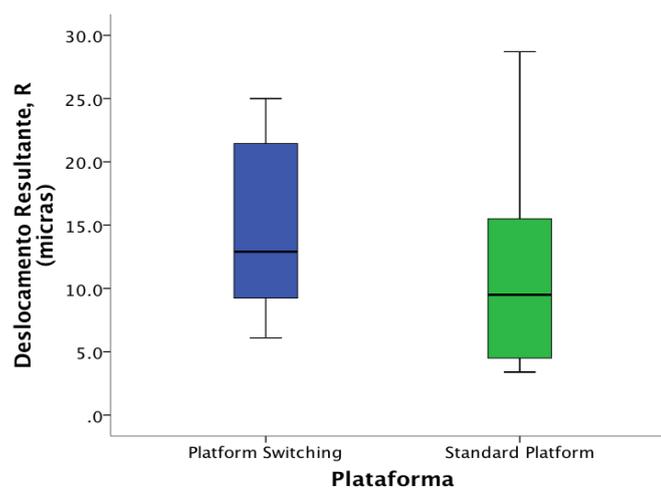


Gráfico 1. Distribuição do deslocamento resultante R em função da Plataforma (PS e SD).

Quanto aos micromovimentos nas direções U, V e W, não se verificou a normalidade das amostras para todas as distribuições de valores nos dois grupos PS e SD (ver gráfico 2). A análise estatística revelou que:

Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre os dois grupos de plataformas, PS e SD, para as direções U ($U=69,500$; $Z=-1,232$; $p=0,218$), V ($U=79,500$; $Z=-0,766$; $p=0,443$) e W ($U=76,500$; $Z=-0,906$; $p=0,365$), como se pode verificar pelo comportamento semelhante para ambas as plataformas nas três direções do espaço no gráfico 3 (Teste de Mann-Whitney).

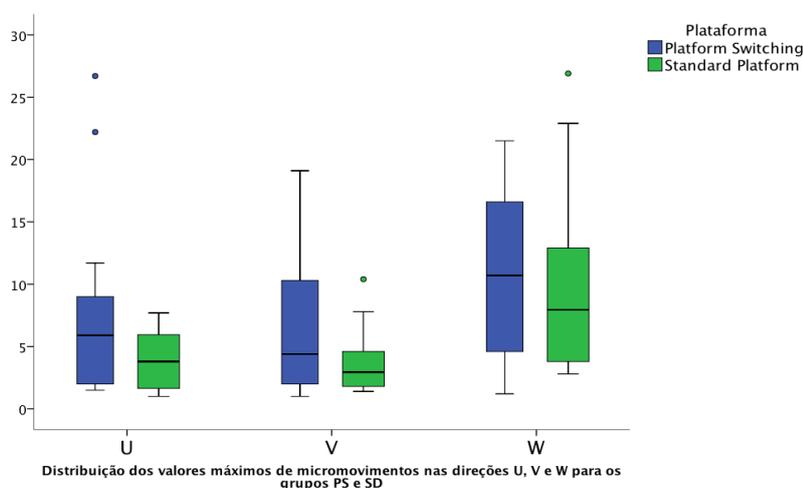


Gráfico 2 Distribuição do deslocamento segundo as direções U, V e W para as duas plataformas, PS e SD.

Para cada uma das plataformas, a análise emparelhada dos valores de U, V e W demonstra que há diferença estatisticamente significativa entre as três direções de deslocamento.

Para os implantes com a plataforma PS, o teste de Friedman revelou $\chi^2(2)=8,553$, $p=0,014$. A análise *post hoc* exhibe a diferença apenas para o par de direções W e V ($p=0,018$).

Para os implantes com a plataforma SD, obteve-se $\chi^2(2)=18,698$, $p<0,01$. Neste caso, verifica-se que:

O deslocamento em W é estatisticamente superior ao deslocamento em qualquer das outras direções (U: $p=0,001$; V: $p<0,01$).

A mesma análise realizada para todos os implantes independentemente da plataforma usada ($\chi^2(2)=26,691$, $p<0,01$), confirmou que: o deslocamento na direção W é estatisticamente superior aos deslocamentos nas direções U ($p<0,01$) e V ($p<0,01$).

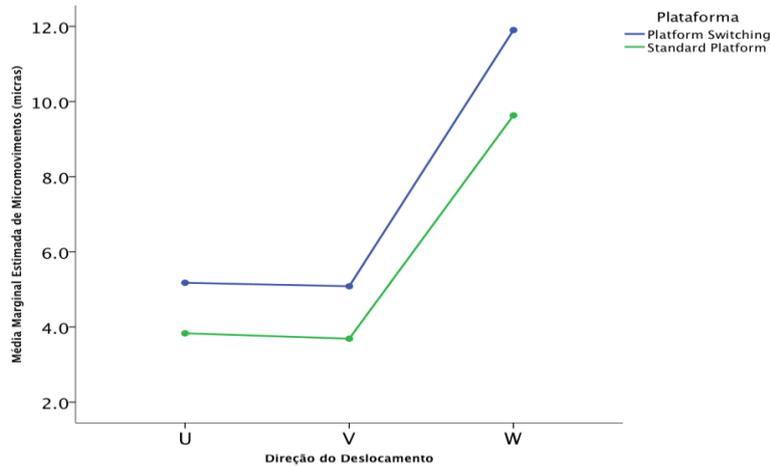


Gráfico 3 Perfil para a média marginal estimada de micromovimentos das plataformas PS e SD, nas direções U, V e W.

3.4.2. Análise de micromovimentos em função do Tipo de osso

Usou-se o teste de *T-Student* para determinar se havia diferenças no deslocamento absoluto, R, entre os dois tipos de osso analisados, tipo II e tipo III. O deslocamento absoluto, R, foi da mesma ordem de grandeza para os dois tipos de osso considerados: tipo II ($12,750 \pm 7,576$); tipo III ($12,900 \pm 6,835$). Por conseguinte, não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas: $-0,150$ (95% IC, $-6,091$ a $5,791$), $t(26)=-0,052$, $p=0,959$.

Considerando a mesma análise mas fazendo a separação por plataformas, PS e SD, também não se verificaram diferenças estatisticamente significativas dentro de cada um dos grupos:

PS $1,102$ (95% IC, $-8,023$ a $10,229$), $t(10)=0,269$, $p=0,793$;

SD $-0,496$ (95% IC, $-9,352$ a $8,360$), $t(14)=-0,120$, $p=0,906$.

3.4.3. Análise de micromovimentos em função da Posição na Arcada

Para determinar se havia diferenças no deslocamento absoluto, R, para a posição na arcada dentária, considerando duas regiões distintas: Pré-molar (PM) e Molar (M), usou-se o teste de *T-Student*.

O deslocamento absoluto, R, foi ligeiramente superior para a região Pré-Molar ($13,790 \pm 7,612$) relativamente à região Molar ($12,256 \pm 7,112$). Todavia não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas: $-1,534$ (95% IC, $-7,444$ a $4,375$), $t(26) = -0,534$, $p = 0,598$.

Considerando a mesma análise mas fazendo a separação por plataformas, PS e SD, também não se verificaram diferenças estatisticamente significativas dentro de cada um dos grupos:

PS $0,556$ (95% IC, $-7,877$ a $8,978$), $t(6,587) = 0,158$, $p = 0,879$;

SD $-3,954$ (95% IC, $-11,917$ a $4,009$), $t(14) = -1,065$, $p = 0,305$.

Porém, nesta última plataforma (SD), verifica-se uma tendência para micromovimentos mais elevados na região PM ($13,543 \pm 8,980$) do que na região M ($9,589 \pm 5,872$).

3.4.4. Análise de micromovimentos em função do diâmetro do Implante

Para a avaliação de micromovimentos em função do diâmetro para os três grupos ($\varnothing 3,8\text{mm}$; $\varnothing 4,3\text{mm}$; e $\varnothing 5,0\text{mm}$) foi utilizado o teste de *One-way ANOVA*. Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas: $F(2,25) = 0,158$, $p = 0,855$.

Considerando cada um dos tipos de plataformas, PS e SD, confirmou-se a Não existência de diferenças estatisticamente significativas entre os três diâmetros (Teste Kruskal-Wallis). Assim, para a plataforma PS, $\chi^2(2) = 2,395$; $p = 0,302$; para a plataforma SD, $\chi^2(2) = 0,701$; $p = 0,704$.

3.4.5. Análise de micromovimentos em função do comprimento do Implante

Para a avaliação de micromovimentos em função do comprimento para os três grupos (9mm; 11mm; e 13mm) foi utilizado o teste de *One-way ANOVA*. Muito embora não tenham sido encontradas diferenças estatisticamente significativas $F(2,25)=2,936$, $p=0,072$, verificou-se uma tendência para menores micromovimentos associados a um maior comprimento do implante (9mm: $13,783 \pm 7,637$; 11mm: $16,290 \pm 7,499$; 13mm: $9,408 \pm 5,504$).

Considerando cada um dos tipos de plataformas, PS e SD, confirmou-se a não existência de diferenças estatisticamente significativas entre os três diâmetros (Teste Kruskal-Wallis). Assim, para a plataforma PS, $\chi^2(2)=1,506$, $p=0,471$; para a plataforma SD, $\chi^2(2)=3,415$, $p=0,181$.

3.4.6. Correlação de micromovimentos com o ISQ do dia 0 de carga (ISQ-3)

Foi utilizada uma correlação de Pearson para determinar a relação entre os valores de ISQ medidos no dia de colocação das coroas definitivas e o deslocamento absoluto. Encontrou-se uma correlação moderada negativa $r(26)=-0,417$, $p=0,034$.

Similarmente foram encontradas correlações negativas estatisticamente significativas entre os mesmos valores de ISQ e os micromovimentos em cada uma das direções consideradas (U, e W). U: $r(26)=-0,412$, $p=0,036$; W: $r(26)=-0,417$, $p=0,034$. Não se verificou qualquer correlação entre os valores de ISQ e os micromovimentos na direção V.

3.4.7. Correlação de micromovimentos com o Nível Ósseo médio

Foi utilizada uma correlação de Pearson para determinar a relação entre os valores de Nível Ósseo médio (DIB) medidos pós-carga, no último controlo efetuado para cada paciente, e o deslocamento absoluto.

Não foi encontrada qualquer correlação entre o deslocamento resultante e o nível ósseo médio: $r(24)=-0,306$, $p=0,146$.

Da mesma forma, quando analisada a existência de correlação entre o nível ósseo médio e o ISQ do dia 0 de carga (ISQ-3), a correlação de Pearson também não verificou uma associação estatisticamente significativa: $r(24)=0,108$, $p=0,616$.

3.4.8. Correlação dos micromovimentos em função do tipo de osso, para a variável FORÇA MÉDIA

Uma análise preliminar às variáveis força média e deslocamentos demonstrou uma relação monotônica entre elas, permitindo a determinação de uma correlação de Spearman para avaliar o grau de associação entre essas variáveis para os dois tipos de osso II e III.

Para os pacientes com osso tipo II não se verificou qualquer correlação entre a força média exercida pelo paciente e o deslocamento, quer na direção W [$r_s(18)=0,429$, $p=0,076$], quer para o deslocamento resultante, R: $r_s(18)=0,432$, $p=0,073$.

Quanto aos pacientes com osso tipo III verificou-se uma correlação negativa significante entre a força média exercida pelo paciente e o deslocamento resultante, R: $r_s(10)=0,745$, $p=0,013$. Também na direção foi encontrada a mesma correlação negativa W [$r_s(10)=-0,657$, $p=0,039$]. Para as restantes direções U e V, não foi encontrada qualquer correlação.

3.4.9. ANÁLISE DOS MICROMOVIMENTOS POR INTERVALOS DE FORÇA

Foi feita uma distribuição de valores de deslocamento resultante medidos para intervalos força crescentes superiores a 30N e inferiores a 70N (por não haver valores superiores medidos em ambos os grupos). A tabela seguinte mostra as comparações dos micromovimentos obtidos em cada intervalo para cada uma das plataformas.

Tabela 18 Comparações dos micromovimentos obtidos em cada intervalo de força para cada uma das plataformas.

	Intervalos de Força (N)			
	30-39	40-49	50-59	60-69
PS (mean rank)	9,25	10,11	5,33	5,25
SD (mean rank)	7,75	8,89	4,33	3,75
Mann-Whitney U, p	U=26, p=0,574	U=35, p=0,666	U=7, p=0,714	U=5, p=0,486

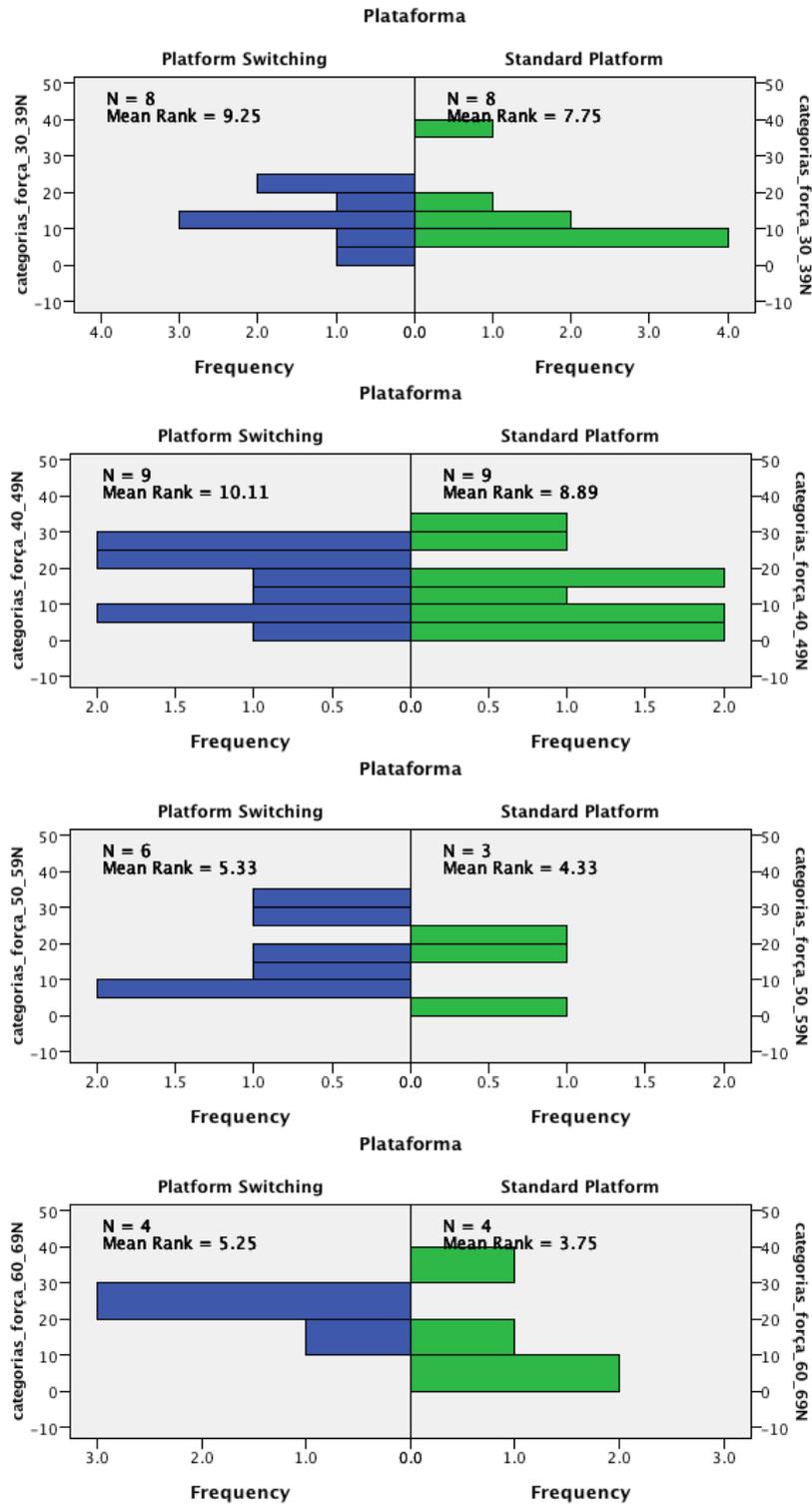


Gráfico 4 Gráficos comparativos dos deslocamentos obtidos em cada intervalo de força para cada uma das plataformas.

4. Discussão

Este ensaio procurou avaliar a estabilidade secundária implantar e por isso recorreu-se a implantes numa fase avançada do processo de cicatrização (entre os 6-32 meses). Isto permitiu correlacionar o último valor de estabilidade em ISQ medido no momento de colocação da coroa com os valores de micromovimentos medidos por CID 3D. Para testar esta hipótese, as medições foram ensaiadas em pacientes que tinham colocado coroas em implantes com pilares protéticos PS e SD no sector posterior da mandíbula.

As medições de micromovimentos só foram efetuadas em 33 dos 40 pacientes iniciais, por não ter sido possível contactar os restantes pacientes no tempo útil necessário para a realização deste ensaio. Dos 72 implantes instalados nos 33 pacientes que compareceram à consulta, foram excluídos das medições os segundos molares, dada a dificuldade em captar imagens 3D da face vestibular desses dentes. Todos os outros foram medidos, tendo-se conseguido processar os dados para 32 implantes.

Nos casos em que foram adquiridas imagens e não foi possível efetuar o processamento das mesmas, o problema prendeu-se com:

- A dificuldade de aquisição das imagens de calibração pela necessidade de o fazer, aproximadamente, no plano do teste, sendo limitada pela profundidade de campo do sistema de câmaras.
- A dificuldade de iluminação durante o procedimento de calibração, especialmente no caso deste estudo em que foram utilizadas grelhas de vidro de silicato sodo-cálcico que têm de ser retro iluminadas. Estas grelhas foram selecionadas por serem as indicadas pelo fabricante, preenchendo aproximadamente todo o campo de visão para a distância focal utilizada e necessária neste estudo. Além de ser um requisito fundamental para a calibração, uma boa iluminação foi uma dificuldade acrescida neste estudo. Se por um lado, não pode haver reflexão de luz na face do alvo de calibração voltado para as câmaras (por incidência de luz diretamente na frente da grelha). Por outro lado, a grelha tem de ser bem iluminada e, ao ser retro iluminada, os pontos alvo de vidro transparente deixam passar a luz, atingindo-se nestes pontos uma saturação de brilho da imagem excessiva, que impede uma boa calibração. Para ultrapassar este problema, utilizou-se para a iluminação uma placa de acrílico opaco branco de 21x30mm e 2,5mm de espessura que se colocou no plano de teste para impedir que a iluminação atingisse diretamente o alvo de calibração.

- A obtenção de imagens em que não foi possível ao sistema efetuar correlação por não conseguir encontrar correlação na área de interesse, o que pode ter ocorrido por desfocagem do padrão pelo movimento da cabeça do doente durante o teste; ou por uma iluminação deficiente que condiciona um contraste insuficiente para a correlação; ou por perda de contraste por contaminação do padrão com saliva do paciente.

Das imagens processadas com sucesso, houve dois casos em que o programa para registo da força efetuada não registou todos os valores de carga correspondentes às imagens captadas, tendo esses dois implantes sido também descartados. Chegou-se assim a um conjunto de 32 implantes ($n=14$ para os PS e $n=18$ para os SD). Destes detetaram-se três implantes pertencentes aos pacientes 301, 302 e 304, (2PS e 1SD) com valores fora do intervalo da normalidade, sendo interpretados como *outliers* e, por conseguinte, excluídos da análise estatística. Esta ocorrência pode estar relacionada também com a dificuldade que tivemos em estabilizar a célula de carga sobre a face oclusal dos dentes e de sincronizar a aquisição de imagens pelo *software* Vic-Snap com o *software* de aquisição dos valores de força de oclusão (LabView) a que pretendíamos obter os valores de micromovimentos.

Ultrapassadas estas limitações iniciais procedeu-se à análise dos resultados.

Em primeiro lugar, não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas no deslocamento absoluto, R , entre os dois grupos de plataformas, PS($14,783 \pm 6,694$) e SD ($11,319 \pm 7,400$), $p=0,213$. Foram utilizados os valores de deslocamento absoluto para esta análise em virtude do sistema de eixos referencial para as medições em cada uma das direções do espaço, tridimensionalmente, ter variado entre pacientes, pelo que é mais correto comparar o deslocamento absoluto, R , do que o deslocamento ocorrido em cada uma das direções U , V e W . Isto verificou-se dado que a posição das montagens das câmaras foi constante em relação ao equipamento dentário onde foram efetuadas as medições. Porém, a estatura dos pacientes, a posição da cabeça no encosto do equipamento dentário (mais ou menos inclinado), a própria curvatura da arcada dentária e a forma como o paciente oclui sobre a célula de carga, fizeram com que fosse necessário, para adquirir as imagens sem alterar a configuração da montagem das câmaras, adaptar a posição do paciente para colocar o implante dentário no campo de visão pretendido. O deslocamento absoluto pode assim constituir um valor mais objetivo e útil na determinação dos implantes globalmente mais estáveis, como já referido atrás no ensaio do capítulo anterior.

Ainda assim, para cada uma das plataformas, PS e SD, verificaram-se diferenças estatisticamente significativas entre as três direções de deslocamento U, V e W. Isto foi de encontro ao que vem referenciado na literatura (Meredith *et al.*, 1996), segundo a qual, os micromovimentos dos implantes dentários são maiores na direção Vestíbulo-Lingual (correspondente à direção W), dada a maior liberdade de movimentos; seguindo-se a direção Mésio-Distal (correspondente à direção U), em que a liberdade de deslocamentos é condicionada pelos dentes adjacentes e/ou implantes, através dos pontos de contato das respetivas coroas; e menor na direção Apical (correspondente à direção V), também pelo efeito dos pontos de contato referido anteriormente, mas sobretudo pela oposição ao movimento do tecido ósseo.

Para os implantes com a plataforma PS, verificou-se a diferença apenas para o par de direções W e V, o que é justificável uma vez que é segundo estas direções que os implantes dentários sofrem valores de micromovimentos mais divergentes, indo de encontro ao que foi referido anteriormente. Para a direção U, todavia, não se obteve significância estatística depois de ajustados os resultados, muito embora a análise estatística não ajustada exibisse significância estatística ($p=0,032$). Esta ocorrência permite inferir que, possivelmente, o facto de não se verificar diferença também para a direção U, pode dever-se ao menor número de implantes com a plataforma PS. Para os implantes com a plataforma SD, verificou-se que o deslocamento em W é estatisticamente superior ao deslocamento em qualquer das outras direções, o que foi de encontro aos resultados esperados, pelos motivos já mencionados.

A mesma análise realizada para todos os implantes independentemente da plataforma usada, confirmou que o deslocamento na direção W é estatisticamente superior aos deslocamentos nas direções U e V, o que se verificou com uma forte significância estatística ($p<0,01$ em ambos os casos). Estes dados, resultantes de uma amostra maior (uma vez que não foram considerados grupos de plataformas) vêm assim reforçar o que já tinha sido demonstrado na literatura (Pagliani *et al.*, 2013) que os micromovimentos dos implantes dentários endósseos são maiores na direção W, clinicamente correspondente à direção Vestíbulo-Lingual.

A análise dos micromovimentos medidos por CID 3D em função do tipo de osso mostrou que o deslocamento absoluto, R, foi da mesma ordem de grandeza para os dois tipos considerados, tipo II e tipo III, não tendo sido encontradas diferenças estatisticamente significativas. Considerando a mesma análise mas fazendo a separação por plataformas, também não se verificaram diferenças estatisticamente significativas dentro de cada um dos grupos, PS e SD. Muito embora pudessem esperar-se micromovimentos mais elevados para o tipo de osso com

maior elasticidade (tipo III), tal não se verificou. Esta circunstância pode dever-se ao fato de que, dos quatro tipos de osso diferentes segundo a classificação de Lekholm e Zarb (1985), os tipos II e III são possivelmente os mais próximos entre si, e consequentemente, mais difíceis de discernir aquando da sua identificação. Acresce a isto que, a classificação clínica atribuída pelo implantologista após a perfuração da cortical óssea na preparação do leito implantar é sempre subjetiva e efetuada de modo empírico. Além disso, neste estudo em particular, a identificação do tipo de osso foi efetuada por dois operadores diferentes.

A análise dos micromovimentos em função da posição na arcada dentária, considerando duas regiões distintas: Pré-molar (PM) e Molar (M), não mostrou diferenças estatisticamente significativas, muito embora se tenha verificado que o deslocamento absoluto, R, foi ligeiramente superior para a região Pré-Molar relativamente à região Molar. Considerando a mesma análise mas fazendo a separação por grupos de plataformas, PS e SD, também não se verificaram diferenças estatisticamente significativas dentro de cada um dos grupos. Porém, para a plataforma SD, verifica-se uma tendência para micromovimentos mais elevados na região PM.

O facto da maior concentração de forças se verificar na região PM pode justificar a tendência encontrada para micromovimentos mais elevados nesta região. Além disso, verificou-se clinicamente que a classificação FDI atribuída e utilizada para efetuar a análise estatística foi efetuada de acordo com a reabilitação protética e não com a posição na arcada. Isto é, para um implante colocado, por exemplo, imediatamente a distal do dente 3.4 e, portanto, na posição do 3.5, mas reabilitado com uma prótese fixa para um dente molar, segundo a classificação FDI foi considerado, neste caso, um 3.6 e por conseguinte englobado na análise estatística na região M. Isto pode explicar o facto de não haver diferenças estatisticamente significativas, apesar da tendência encontrada.

Os micromovimentos implantares foram avaliados também em função do comprimento e diâmetro do implante. No que respeita à análise dos micromovimentos para o deslocamento resultante, R, em função do diâmetro do implante, não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas para os três grupos de $\varnothing 3,8\text{mm}$, $\varnothing 4,3\text{mm}$, e $\varnothing 5,0\text{mm}$. Considerando cada um dos tipos de plataformas, PS e SD, confirmou-se a não existência de diferenças estatisticamente significativas entre os três diâmetros.

Já a avaliação de micromovimentos para o deslocamento resultante, R, em função do comprimento para os três grupos de 9mm, 11mm, e 13mm, apesar de não terem sido encontradas diferenças estatisticamente

significativas, verificou-se uma tendência para menores micromovimentos associados a um maior comprimento do implante. Considerando cada um dos tipos de plataformas, PS e SD, confirmou-se a não existência de diferenças estatisticamente significativas entre os três comprimentos. Esta tendência encontrada para menores micromovimentos com implantes de maior comprimento vai de encontro aos resultados esperados, uma vez que a ancoragem dos implantes de maior comprimento é superior (Buser, 2009), levando a um menor grau de micromovimentos. Quanto ao diâmetro do implante, os resultados obtidos podem ser justificados por pertencerem maioritariamente a dois grupos 3.8 e 4.3 e que se traduz numa diferença de diâmetro muito pequena (0,5mm).

Procurou determinar-se se existia uma relação entre os valores de ISQ medidos no dia de colocação das coroas definitivas (dia zero de carga) e o deslocamento absoluto, R. O valor de ISQ utilizado para esta comparação (ISQ-3, medido no dia da colocação das coroas definitivas) foi o obtido o mais próximo possível da data das medições pelo método de CID 3D, tendo em conta que, uma das limitações do método de AFR é não permitir efetuar medições após a reabilitação definitiva estar concluída. Por esta razão foi utilizado o valor ISQ-3 previamente obtido, uma vez que não era possível medi-lo posteriormente. Ainda assim, foi encontrada uma correlação moderada negativa. Isto é, para valores mais baixos de ISQ verificaram-se deslocamentos absolutos mais elevados, e para valores mais altos de ISQ obtiveram-se menores deslocamentos absolutos. Este resultado vai de encontro ao que era aguardado, uma vez que, quanto maior o ISQ maior a estabilidade implantar e por conseguinte menores os movimentos. Assim, em concordância com o que vem referido na literatura (Pagliani *et al.*, 2013; Trisi *et al.*, 2010) também neste estudo se verificou uma correlação entre ISQ e micromovimentos.

Similarmente foram encontradas correlações negativas estatisticamente significativas entre os mesmos valores de ISQ e os micromovimentos em cada uma das direções consideradas, U e W. Não foram utilizados os dados obtidos por CID 3D para os micromovimentos na direção apical (V), por não existirem os correspondentes valores de ISQ. Esta prende-se com outra limitação do sistema AFR, uma vez que não permite ser aplicada na direção apical.

Assim, o método de CID 3D permite ultrapassar estas duas limitações do sistema de AFR pelo que, sendo assumido na literatura como sendo um método fiável (Morita *et al.*, 2009), poderá ser aplicado na medição direta e objetiva da estabilidade implantar através dos micromovimentos implantares após a reabilitação definitiva e quando os implantes estão em carga, tendo a vantagem de poder monitorizar o tratamento a longo prazo. Esta poderá assim ser uma ferramenta extremamente útil, sobretudo em ensaios clínicos, uma vez que é uma técnica

não invasiva e sem contato, e que permite comparar diferentes implantes, com plataformas distintas, inseridos em diferentes tipos de osso, com geometrias, diâmetros e comprimentos diferentes.

Foi determinada a relação entre os valores de Nível Ósseo médios (DIB) medidos pós-carga no último controlo efetuado para cada paciente e o deslocamento absoluto, R. Não foi encontrada qualquer correlação entre o deslocamento resultante e o nível ósseo médio. De igual modo, quando analisada a existência de correlação entre o nível ósseo médio e o ISQ do dia 0 de carga (ISQ-3), também não verificou uma associação estatisticamente significativa. Apesar de ser espectável que houvesse uma correlação, o facto do nível ósseo medido radiograficamente só permitir avaliar os valores em mesial e distal pode, como outros autores referiram, ser uma limitação da técnica (Mish, 2005). Sobretudo porque, como se verificou anteriormente, os maiores valores de deslocamentos ocorrem na direção vestibulo-lingual e, nessa direção, não existe informação do nível ósseo.

Foi feita também uma distribuição de valores de deslocamento resultante medidos para intervalos força crescentes superiores a 30N e inferiores a 70N. De acordo com esta distribuição, não foram encontradas valores estatisticamente diferentes para as duas plataformas PS e SD para cada um dos intervalos de força.

Neste ensaio foram utilizadas forças oclusais de baixa intensidade para verificar se o método de CID conseguia detetar pequenos micromovimentos onde o osso é solicitado ainda no intervalo de deformação elástica e para que o ensaio fosse conseguido para o maior número possível de doentes. Em todos os pacientes que conseguiram realizar corretamente o ensaio foi possível constatar que este método apesar de não ser um método clínico, pode fornecer ao médico informação valiosa adicional sobre o prognóstico esperado. Nomeadamente, o grau de micromovimentos em função da carga oclusal exercida.

5. Conclusões

Dentro das limitações deste estudo, o método de correlação de imagem 3D foi utilizado como método para avaliar os micromovimentos de implantes endósseos num ensaio clínico *in vivo* quando sujeitos à aplicação com uma carga concentrada de 100N. Foram comparadas duas plataformas de pilares de cicatrização: PS e SD. O deslocamento tridimensional máximo dos pilares de cicatrização foi avaliado utilizando o sistema de correlação de imagem Vic-3D e comparado com os valores médios de ISQ obtidos pelo sistema de análise da frequência de ressonância Osstel[®] ISQ.

Não se verificaram diferenças estatisticamente significativas no deslocamento absoluto entre os dois grupos de plataformas, PS e SD. De igual modo, também não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas entre os dois grupos de plataformas, PS e SD, para as direções U, V e W.

Para cada uma das plataformas, foi demonstrada diferença estatisticamente significativa entre as três direções de deslocamento. Verificou-se que o deslocamento em W é estatisticamente superior ao deslocamento em qualquer das outras direções. Independentemente da plataforma, para todos os implantes, o deslocamento na direção W é estatisticamente superior aos deslocamentos nas direções U.

Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas no deslocamento absoluto entre os dois tipos de osso analisados, tipo II e tipo III. Considerando cada uma das plataformas, PS e SD, também não se verificaram diferenças estatisticamente significativas no deslocamento absoluto dentro de cada um dos grupos.

Para a posição na arcada dentária, o deslocamento absoluto, R, foi ligeiramente superior para a região Pré-Molar relativamente à região Molar; todavia, sem diferenças estatisticamente significativas.

Não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas na avaliação de micromovimentos em função do diâmetro do implante para os três grupos analisados ($\varnothing 3,8\text{mm}$; $\varnothing 4,3\text{mm}$; e $\varnothing 5,0\text{mm}$).

Verificou-se uma tendência para menores micromovimentos associados a um maior comprimento do implante, apesar de não terem sido encontradas diferenças estatisticamente significativas para os três grupos analisados (9mm; 11mm; e 13mm).

Foi encontrada uma correlação moderada negativa entre os valores de ISQ medidos no dia de colocação das coroas definitivas e o deslocamento absoluto. Similarmente foram encontradas correlações negativas estatisticamente significativas entre os mesmos valores de ISQ e os micromovimentos em cada uma das direções consideradas (U, e W).

Não foi encontrada qualquer correlação entre os valores de Nível Ósseo médio (DIB) medidos pós-carga no último controlo efetuado para cada paciente e o deslocamento absoluto. Da mesma forma, também não verificou uma associação estatisticamente significativa entre o nível ósseo médio e o ISQ do dia 0 de carga ISQ-3.

Em suma, os resultados deste estudo mostram que o sistema de correlação de imagem Vic-3D pode ser utilizado como método alternativo para avaliar experimentalmente o deslocamento de implantes dentários. Os resultados obtidos parecem estar correlacionados com os obtidos por AFR.

CONCLUSÕES GERAIS E PERSPETIVAS FUTURAS

[CAPÍTULO VI]

Conclusões Gerais e Perspetivas Futuras

- 1- Há correlação inversa estatisticamente significativa entre os micromovimentos medidos por CID 3D e o método de AFR, comprovada num ensaio experimental e num ensaio clínico. Torna-se assim possível validar esta técnica para medição de micromovimentos implantares, tanto em estudos experimentais como em ensaios clínicos, complementando e ultrapassando as limitações de outras técnicas existentes atualmente.
- 2- Não se verificaram diferenças estatisticamente significativas entre as plataformas PS e SD, tanto clinicamente para implantes endósseos osteointegrados (6 a 32 meses de carga) quanto experimentalmente para implantes endósseos imediatamente após inserção.
- 3- Comparativamente à simulação pelo método de elementos finitos, esta técnica constitui-se como um método experimental fiável para validar os modelos simulados numericamente, podendo ser aplicada para a análise biomecânica do comportamento do sistema [pilar-implante-osso].
- 4- Por último, em termos de prespetivas futuras, o método CID 3D permite medir de forma não invasiva, directa e objectivamente os micromovimentos implantares, sem contacto, sendo uma ferramenta útil para avaliar a estabilidade implantar e a osteointegração em estudos clínicos experimentais; podendo vir a tornar-se num método muito valioso no horizonte da Implantologia.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- A**brahamsson, I.; Berglundh, T.; Wennstrom, J.; Lindhe, J. (1996) The peri-implant hard and soft tissues at different implant systems. A comparative study in the dog. *Clin Oral Implants Res* 7:212-219.
- Adell, R.; Lekholm, U.; Rockler, B.; Branemark, P.-I. (1981) A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 10:387-416.
- Abtahi, J. (2013) Bisphosphonates and implants in the jaw bone. Linköping, Suécia: Linköping University Medical Dissertations No. 1348. ISSN 0345-0082.
- Akkocaoglu, M.; Uysal, S.; Tekdemir, I.; Akca, K.; Cehreli, M.C. (2005) Implant design and intraosseous stability of immediately placed implants: a human cadaver study. *Clin Oral Implants Res* 16:202-209.
- Albrektsson, T.; Johansson, C. (2001) Osteoinduction, osteoconduction and osseointegration. *Eur Spine J* 10:S96-S101. DOI:10.1007/s005860100282.
- Albrektsson, T.; Eriksson, A.R.; Friberg, B.; Lekholm, U.; Lindahl, L.; Nevins, M.; Oikarinen, V.; Roos, J.; Sennerby, L.; Astrand, P. (1993) Histologic investigations on 33 retrieved Nobelpharma implants. *Clin Mater* 12:1-9.
- Albrektsson, T.; Jacobsson, M. (1987) Bone-metal interface in osseointegration. *J Prosthet Dent* 57:597-607.
- Albrektsson, T.; Jansson, T.; Lekholm, U. (1986a) Osseointegrated dental implants. *Dent Clin North Am* 30:151-174.
- Al-Nsour, M.M.; Chan, H.L.; Wang, H.L. (2012) Effect of the platform-switching technique on preservation of peri-implant marginal bone: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 27(1):138-45.
- Appleton, R.S.; Nummikoski, P.V.; Pigno, M.A.; Cronin, R.J.; Chung, K.H. (2005) A radiographic assessment of progressive loading on bone around single osseointegrated implants in the posterior maxilla. *Clin Oral Implants Res* 16:161-167.
- Atieh, M.A.; Ibrahim, H.M.; Atieh, A.H. (2010) Platform Switching for Marginal Bone Preservation Around Dental Implants: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Journal of Periodontology* 81(10):1350-1366.
- Atsumi, M.; Park, H.S.; Wang, H.L. (2007) Method used to assess implant stability: Current status. *Int J Oral Maxillofac Implants* 22:743-54.
- B**acon, G.E.; Bacon, P.J.; Griffiths, R.K. (1980) Orientation of apatite crystals in relation to muscle attachment in the mandible. *J Biomech* 13:725-729.
- Bateli, M.; Att, W.; Strub, J.R. (2011) Implant neck configurations for preservation of marginal bone level: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants* 26(2):290-303.
- Brånemark, P.-I.; Hansson, B.O.; Adell, R.; Breine, U.; Lindstrom, J.; Hallen, O.; Ohman, A. (1977) Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl* 16:1-132.
- Brånemark, P.-I.; Zarb, G.; Albrektsson, T. (1985) *Tissue-integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry*. Chicago: Quintessence, 11-77. ISBN 978-0-86715-129-9.
- Bornert, M.; Brémand, F.; Doumalin, P.; Dupré, J.-C.; Fazzini, M.; Grédiac, M.; Hild, F.; Mistou, S.; Molimard, J.; Orteu, J.-J.; Robert, L.; Surrel, Y.; Vacher, P.; Wattrisse, B. (2009) Assessment of Digital Image Correlation measurement errors: methodology and results. *Experimental Mechanics* 49(3):353-370.
- Bornstein, M.; Wittneben, J.-G.; Brägger, U.; Buser, D. (2010) Early Loading at 21 Days of Non-Submerged Titanium Implants With a Chemically Modified Sandblasted and Acid-Etched Surface: 3-Year Results of a Prospective Study in the Posterior Mandible. *J Periodontol* 81:809-818. DOI:10.1902/jop.2010.090727.
- Brunski, J.B. (1992) *Biomechanical factors affecting the bone dental implant interface*. *Clin Mater* 10:153-201.
- Brunski, J.B. (1993) Avoid pitfalls of overloading and micromotion of intraosseous implants. *Dent Implantol Update* 4:77-81.
- Brunski, J.B. (1999) *In vivo* bone response to biomechanical loading at the bone/dental-implant interface. *Adv Dent Res* 13:99-119.
- Brunski, J.B.; Moccia, A.F. Jr.; Pollack, S.R.; Korostoff, E.; Trachtenberg, D.I. (1979) The influence of functional use of endosseous dental implants on the tissue-implant interface. II. Clinical aspects. *J Dent Res* 58:1970-1980.

- Burger, E.H.; Klein-Nulend, J. (1999) Mechanotransduction in bone – role of the lacuno-canalicular network. *Faseb J* 13 Suppl, S101-112.
- Burger, E.H.; Klein-Nulend, J.; Smit, T.H. (2003) Strain-derived canalicular fluid flow regulates osteoclast activity in a remodelling osteon – a proposal. *J Biomech* 36:1453-1459.
- Buser, D.; Brogгинi, N.; Wieland, M.; Schenk, R.K.; Denzer, A.J.; Cochran, D.L.; Hoffmann, B.; Lussi, A.; Steinemann, S.G. (2004) Enhanced bone apposition to a chemically modified SLA titanium surface. *J Dent Res* 83:529-533.

- C**annizzaro, G.; Felice, P.; Leone, M.; Viola, P.; Esposito, M. (2009) Early loading of implants in the atrophic posterior maxilla: lateral sinus lift with autogenous bone and Bio-Oss versus crestal mini sinus lift and 8-mm hydroxyapatite-coated implants. A randomised controlled clinical trial. *Eur J Oral Implantol* 2:25-38.
- Caramês, J. (2001) Contribuição para o estudo do comportamento biomecânico de diferentes modelos de implantes endoósseos. *In: Faculdade de Medicina Dentária, Universidade de Lisboa*, 379-383.
- Cehreli, M.C.; Akkocaoglu, M.; Comert, A.; Tekdemir, I.; Akca, K. (2005) Human ex vivo bone tissue strains around natural teeth vs. immediate oral implants. *Clin Oral Implants Res* 16:540-548.
- Chang, C.L.; Chen, C.S.; Hsu, M.L. (2010) Biomechanical effect of platform switching in implant dentistry: a three-dimensional finite element analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants* 25(2):295-304.
- Chun, H.J.; Cheong, S.Y.; Han, J.H.; Heo, S.J.; Chung, J.P.; Rhyu, I.C.; Choi, Y.C.; Baik, H.K.; Ku, Y.; Kim, M.H. (2002) Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *J Oral Rehabil* 29:565-574.
- Clelland, N.L.; Lee, J.K.; Bimbenet, O.C.; Gilat, A. (1993) Use of an axisymmetric finite element method to compare maxillary bone variables for a loaded implant. *J Prosthodont* 2:183-189.
- Clelland, N.L.; Seidt, J.D.; Daroz, L.G.; McGlumphy, E.A. (2010) Comparison of strains for splinted and nonsplinted implant prostheses using three-dimensional image correlation. *Int J Oral Maxillofac Implants* 25(5):953-9.
- Cochran, D.L. (1999) A comparison of endosseous dental implant surfaces. *J Periodontol* 70:1523-1539.

- D**egidi M.; Daprile, G.; Piattelli, A. (2010) Determination of primary stability: A comparison of the surgeon's perception and objective measurements. *Int J Oral Maxillofac Implants* 25(3):558-561.
- Derhami, K.; Wolfaardt, J.F.; Faulkner, G.; Grace, M. (1995) Assessment of the periotest device in Basileiaine mobility measurements of craniofacial implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 10:221-229.
- Desai, S.; Karthikeyan, I.; Singh, R. (2012) Evaluation of Micromovements and Stresses around Single Wide-Diameter and Double Implants for Replacing Mandibular Molar: A Three-Dimensional FEA – *Research Article. ISRN Dentistry* (2012), Article ID 680587, 10 pages. DOI:10.5402/2012/680587.
- Donati, M.; La Scala, V.; Billi, M.; Di Dino, B.; Torrisi, P.; Berglundh, T. (2008) Immediate functional loading of implants in single-tooth replacement: a prospective clinical multicenter study. *Clin. Oral Impl. Res.* 19:740-748. DOI: 10.1111/j.1600-0501.2008.01552.x.
- Donath, K.; Breuner, G. (1982) A method for the study of undecalcified bones and teeth with attached soft tissues. The Sage-Schliff (sawing and grinding) technique. *J Oral Pathol* 11:318-326.

- E**ricsson, I.; Nilner, K.; Klinge, B.; Glantz, P.O. (1996) Radiographical and histological characteristics of submerged and nonsubmerged titanium implants. An experimental study in the Labrador dog. *Clin Oral Implants Res* 7:20-26.
- Eser, A.; Tonuk, E.; Akca, K.; Cehreli, M. (2010) Predicting time-dependent remodeling of bone around immediately loaded dental implants with different designs. *Medical Engineering & Physics* 32(1):22-31. DOI: 10.1016/j.medengphy.2009.10.004.
- Esposito, M.; Hirsch, J.M.; Lekholm, U.; Thomsen, P. (1998a) Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (I). Success criteria and epidemiology. *Eur J Oral Sci* 106:527-551.
- Esposito, M.; Hirsch, J.M.; Lekholm, U.; Thomsen, P. (1998b) Biological factors contributing to failures of osseointegrated oral implants. (II). Etiopathogenesis. *Eur J Oral Sci* 106:721-764.

Esposito, M.; Grusovin, M.G.; Achille, H.; Coulthard, P.; Worthington, H.V. (2009) Interventions for replacing missing teeth: different times for loading dental implants. *Cochrane Database Syst Rev* 21(1) CD003878. DOI: 10.1002/14651858.CD003878.pub4.

Esposito, M.; Grusovin, M.G.; Willings, M.; Coulthard, P.; Worthington, H.V. (2007) The Effectiveness of Immediate, Early, and Conventional Loading of Dental Implants: A Cochrane Systematic Review of Randomized Controlled Clinical Trials. *Int J Oral Maxillofac Implants* 22:893-904.

Fazzalari, N.L.; Forwood, M.R.; Smith, K.; Manthey, B.A.; Herreen, P. (1998) Assessment of cancellous bone quality in severe osteoarthritis: bone mineral density, mechanics, and microdamage. *Bone* 22:381-388.

Fiorellini, J.P.; Buser, D.; Paquette, D.W.; Williams, R.C.; Haghighi, D.; Weber, H.P. (1999) A radiographic evaluation of bone healing around submerged and non-submerged dental implants in beagle dogs. *J Periodontol* 70:248-254.

Fischer, K.; Backstrom, M.; Sennerby, L. (2009) Immediate and early loading of oxidized tapered implants in the partially edentulous maxilla: a 1-year prospective clinical, radiographic, and resonance frequency analysis study. *Clin Implant Dent Relat Res* 11:69-80.

Frost, H.M. (2004) A 2003 update of bone physiology and Wolff's Law for clinicians. *Angle Orthod* 74:3-15.

Frost, H.M. (1989) Mechanical adaptation. Frost's mechanostat theory. In: Martin R B, Burr DB (eds). *Structure, function and adaptation of compact bone*, 179-181.

Frost, H.M. (1992) Perspectives: bone's mechanical usage windows. *Bone Miner* 19:257-271.

Gedrange, T.; Bourauel, C.; Kobel, C.; Harzer, W. (2003) Three-dimensional analysis of endosseous palatal implants and bones after vertical, horizontal, and diagonal force application. *European Journal of Orthodontics* 25:109-115.

Glauser, R.; Sennerby, L.; Meredith, N.; Rée, A.; Lundgren, A.; Gottlow, J.; Hämmerle, C.H. (2004) Resonance frequency analysis of implants subjected to immediate or early functional occlusal loading. Successful vs. failing implants. *Clin Oral Implants Res* 15(4):428-34.

Goellner, M.; Schmitt, J.; Karl, M.; Wichmann, M.; Holst, S. (2010) Photogrammetric measurement of initial tooth displacement under tensile force. *Med Eng Phys* 32(8):883-888. DOI:10.1016/j.medengphy.2010.06.004.

Göllner, M.; Holst, A.; Berthold, C.; Schmitt, J.; Wichmann, M.; Holst, S. (2010) Noncontact intraoral measurement of force-related tooth mobility. *Clin Oral Investig* 14(5):551-7. DOI: 10.1007/s00784-009-0344-7.

Grondahl, K.; Lekholm, U. (1997) The predictive value of radiographic diagnosis of implant instability. *Int J Oral Maxillofac Implants* 12:59-64.

Guerra, F. (2003) Biomimética — Formulações haptotáticas para aplicação em regeneração óssea. In: Faculdade de Medicina, Universidade de Coimbra, 34-35.

Hansson S. (2006) The dental implant meets bone — a clash of two paradigms. *App Osseointegration Res* 5:5-17.

Holst, S.; Geiselhoeringer, H.; Wichmann, M.; Holst, A. (2008) The effect of provisional restoration type on micromovement of implants. *J Prosthet Dent* 100(3):173-182.

Horiuchi, K.; Uchida, H.; Yamamoto, K.; Sugimura, M. (2000) Immediate loading of Branemark system implants following placement in edentulous patients: a clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 15:824-830.

Ilie, H.; Flanagan, D.; Raby, M.; Stevenson, R. (2008) Measuring Luxation of Dental Implants In Vitro. *Journal of Medical Devices* 2(1):1-7.

Ivanoff, C.J.; Sennerby, L.; Lekholm, U. (1996) Influence of initial implant mobility on the integration of titanium implants. An experimental study in rabbits. *Clin Oral Implants Res* 7:120-7.

J.M.; Lopes, H.M.; Vaz, M.; Campos, L. M.; Vasconcelos, M.; Reis Campos, J.C. (2011) Estudo do Comportamento Mecânico dos Compósitos de Restauro Dentário Utilizando Técnicas Ópticas. *In: 4.º Congresso Nacional de Biomecânica* 275-278

Johansson, C.; Albrektsson, T. (1991a) A removal torque and histomorphometric study of commercially pure niobium and titanium implants in rabbit bone. *Clin Oral Implants Res* 2:24-29.

Johansson, C., Sennerby, L., Albrektsson, T. (1991b) A removal torque and histomorphometric study of bone tissue reactions to commercially pure titanium and Vitallium implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 6:437-441.

Johansson, P.; Strid, K. (1994b) Assessment of bone quality from cutting resistance during implant surgery. *Int J Oral Maxillofac Implants* 9:279-288.

KKim, Y.; Oh, T.J.; Misch, C.E.; Wang, H.L. (2005) Occlusal considerations in implant therapy: clinical guidelines with biomechanical rationale. *Clin Oral Implants Res*. 16(1):26-35.

Kimura K.; Fukase Y.; Makino M.; Masaki C.; Nakamoto T.; Hosokawa R. (Jun 2010) Preoperative assessment of treatment planning on minimization of micro-movement during healing period of immediate-loaded implants using X-ray CT data-based simulation. *J Oral Implantol* 17. PMID 20557149.

Kitamura, E.; Stegaroiu, R.; Nomura, S.; Miyakawa, O. (2005) Influence of marginal bone resorption on stress around an implant – a three-dimensional finite element analysis. *J Oral Rehabil* 32:279-286.

Kumar, P.S.; Mason, M.R.; Brooker, M.R.; O'Brien, K. (2012) Pyrosequencing reveals unique microbial signatures associated with healthy and failing dental implants. *J Clin Periodontol* 39:425-433. DOI:10.1111/j.1600-051X.2012.01856.x.

Lekholm U.; Zarb G. (1985) Patient selection and preparation. *In: Brånemark, P.-I.; Zarb, G.A.; Albrektsson, T. (eds). Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry. Chicago: Quintessece (1985) 199-209.*

Limbert, G.; vanLierde, C.; Muraru, O.; Walboomers, X.; Frank, M.; Hansson, S.; Middleton, J.; Jaecques, S. (2010) Trabecular bone strains around a dental implant and associated micromotions — A micro-CT-based three-dimensional finite element study. *Journal of Biomechanics* 43:1251-1261. DOI:10.1016/j.jbiomech.2010.01.003.

Lin, C-H.; Kuo, Y-C; Lin, T-S. (2005) Effects Of Dental Implant Length And Bone Quality On Biomechanical Responses In Bone Around Implants: A 3-D Non-Linear Finite Element Analysis. *Biomed Eng Appl Basis Comm* 17(1):44-49.

Liu, H.; Holt, C.; Evans, S. (2007) Accuracy and repeatability of an optical motion analysis system for measuring small deformations of biological tissues. *J Biomech.* 40(1):210-4.

Liu, H.; Evans, S.; Holt, C.; Zhurov, A.; Middleton, J. (2006) Development of an optical motion analysis system to measure small movement in three-dimensional space. *BioMed'06 Proceedings of the 24th IASTED International conference on Biomechanical engineering.* Pgs.186-190.

Lorenzoni, M.; Pertl, C.; Zhang, K.; Wegscheider, W.A. (2003) In-patient comparison of immediately loaded and non-loaded implants within 6 months. *Clin Oral Implants Res* 14:273-279.

Mall, N.; Dhanasekar, B.; Aparna, I.N. (2011) Validation of implant stability: A measure of implant permanence. *Indian J Dent Res* 22:462-7.

Martin, W.; Lewis, E.; Nicol, A. (2009) Local Risk Factors for Implant Therapy. *Int J Oral Maxillofac Implants* 24(Suppl):28-38.

Meredith, N. (1998a) A review of nondestructive test methods and their application to measure the stability and osseointegration of bone anchored endosseous implants. *Crit Rev Biomed Eng* 26:275-291.

Meredith, N.; Cawley, P.; Alleyne, D. (1994) The application of modal vibration analysis in study bonehealing in-vivo. *J Dental Research* 73:793.

- Meyer, U.; Joos U.; Mythili J.; Stamm T.; Hohoff A.; Fillies T.; Stramann U.; Wiesmann H. (2003) Ultrastructural characterization of implant/bone interface of immediately loaded dental implants. *Biomaterials* 25:1959-1967.
- Misch, C.E. (1988) Bone character: second vital implant criterion. *Dent Today* 7:39-40.
- Misch, C.E.; Bidez, M.W. (2005a) A Scientific Rationale for Dental Implant Design. In: *Dental Implant prosthetics*. ed. Misch, C.E., St. Louis: C.V. Mosby, 322-346.
- Misch, C.E.; Perel, M.L.; Wang, H.-L.; Sammartino, G.; Galindo-Moreno, P.; Trisi, P.; Steigmann, M.; Rebaudi, A.; Palti, A.; Pikos, M.A.; Schwartz-Arad, D.; Choukroun, J.; Gutierrez-Perez, J.-L.; Marenzi, G.; Valavanis, D.K. (2008) Implant Success, Survival, and Failure: The International Congress of Oral Implantologists (ICOI) Pisa Consensus Conference. *Implant Dent* 17:5-15. DOI:10.1097/ID.0b013e3181676059.
- Misch, C.E.; Qu, Z.; Bidez, M.W. (1999) Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement. *J Oral Maxillofac Surg* 57:700-708.
- Misch, C.E.; Suzuki, J.B.; Misch-Dietsh, F.M.; Bidez, M.W. (2005b) A positive correlation between occlusal trauma and peri-implant bone loss: literature support. *Implant Dent* 14:108-116.
- Morita, Y.; Todo, M.; Matsushita, Y.; Koyano, K. (2012) Deformation Distribution Analysis of Alveolar Bone Model in the Vicinity of a Dental Implant Using a Digital Image Correlation Method. *Interface Oral Health Science* 2011/ 137-39. DOI:10.1007/978-4-431-54070-0_33.
- Morita, Y.; Ren, L.-M.; Todo, M. (2011) Experimental and Numerical Investigation on Strain Distribution in Alveolar Bone Model around Dental Implant. In: http://www.isem2012.tw/full_paper/M111.pdf
- Morita, Y.; Uchino, M.; Todo, M.; Qian, L.; Matsushita, Y.; Arakawa, K.; Koyano, K. (2010) Dental occlusal deformation analysis of porcine mandibular periodontium using digital image correlation. *Interface Oral Health Science* 2009 1:150-152. DOI:10.1007/978-4-431-99644-6_29.
- Morita, Y.; Uchino, M.; Todo, M.; Matsushita, Y.; Arakawa, K.; Koyano, K. (2009) Relationship between Load-Displacement Curve and Deformation Distribution in Porcine Mandibular Periodontium. *Journal of Biomechanical Science and Engineering* 4(3):336-344. DOI:10.1299/jbse.4.336.
- Morita, Y.; Uchino, M.; Todo, M.; Matsushita, Y.; Arakawa, K.; Koyano, K. (2007) Visualizing Displacement and Deformation Behavior of the Periodontium under Dental Occlusion Using a Digital Image Correlation Method. *Journal of Biomechanical Science and Engineering* 2(3):336-344. DOI:10.1299/jbse.2.105.
- Mullender, M.G.; Dijcks, S.J.; Bacabac, R.G.; Semeins, C.M.; Van Loon, J.J.; Klein-Nulend, J. (2006) Release of nitric oxide, but not prostaglandin E2, by bone cells depends on fluid flow frequency. *J Orthop Res* 24:1170-1177.

Nicolau, P. (2007) A randomized clinical study between immediate and early loading. In: Nicolau P. (ed). *Immediate Loading of Endosseous Implants-Clinical and Biomechanical Evaluation*. Coimbra: Faculdade de Medicina, Universidade de Coimbra, 2007.

Olive, J.; Aparicio, C. (1990) Periotest method as a measure of osseointegrated oral implant stability. *Int J Oral Maxillofac Implants* 5:390-400.

Pagliani, L.; Sennerby, L.; Petersson, A.; Verrocchi, D.; Volpe, S.; Andersson, P. (2013) The relationship between resonance frequency analysis (RFA) and lateral displacement of dental implants: an in vitro study. *J Oral Rehabilitation* 40:221-227. DOI: 10.1111/joor.12024.

Palmer, R.M.; Palmer, P.J.; Smith, B.J. (2000) A 5-year prospective study of Astra single tooth implants. *Clin Oral Implants Res* 11:179-182.

Plácido, A. (2007) Carga imediata sobre implantes osseointegráveis na região anterior da mandíbula. Monografia (Especialização em Implantodontia) — Academia de Odontologia do Rio De Janeiro, 2007.

Qin, Y.X.; Kaplan, T.; Saldanha, A.; Rubin, C. (2003) Fluid pressure gradients, arising from oscillations in intramedullary pressure, is correlated with the formation of bone and inhibition of intracortical porosity. *J Biomech* 36:1427-1437.

Raghavendra, S.; Wood, M.C.; Taylor, T.D. (2005) Early wound healing around endosseous implants: A review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Implants* 20:425-31.

Robling, A.G.; Castillo, A.B.; Turner, C.H. (2006) Biomechanical and molecular regulation of bone remodeling. *Annu Rev Biomed Eng* 8:455-498.

Rocuzzo, M.; Bunino, M.; Prioglio, F.; Bianchi, S.D. (2001) Early loading of sandblasted and acidetched (SLA) implants: a prospective split-mouth comparative study One-year results *Clin. Oral Impl Res* 12:572-578.

Rodrigo, D.; Aracil, L.; Martin, C.; Sanz, M. (2010) Diagnosis of implant stability and its impact on survival: a prospective case series study. *Clin Oral Implants Res* 21:255-261.

Rodrigues, T.; Moreira, F.; Neto, A.; Guerra, F.; Nicolau, P. (2012) Micromovement measurements of endosseous implants with 3D digital image correlation. *ImplantNews* 9(6):803-809.

Romanos, G.E.; Nentwig, G.H. (2009) Immediate functional loading in the maxilla using implants with platform switching: five-year results. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 24(6):1106-12.

Romanos, G.E.; Nentwig, G.H. (2006) Immediate versus delayed functional loading of implants in the posterior mandible: a 2-year prospective clinical study of 12 consecutive cases. *Int J Periodontics Restorative Dent* 26:459-469.

Rössler, T.; Gallo, J.; Hrabovský, M.; Mandát, D.; Pochmon, M.; Havránek, V. (2008) Optical Non-contact In-vitro Measurement of Total Hip Arthroplasty Wear. *NBC 2008, Proceedings* 20:393-396.

Schaffler, M.B.; Choi, K.; Milgrom, C. (1995) Aging and matrix microdamage accumulation in human compact bone. *Bone* 17:521-525.

Schenk, R.K.; Buser, D. (1998) Osseointegration: a reality. *Periodontol* 2000 17:22-35.

Schröder, A.; Van der Zypen, E.; Stich, H. (1981) The reaction of bone connective tissue, and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces. *J maxillofac surg*, 15-25.

Schwartz-Dabney, C.L.; Dechow, P.C. (2003) Variations in cortical material properties throughout the human dentate mandible. *Am J Phys Anthropol* 120:252-277.

Schwarz, M. (2000) Mechanical complications of dental implants. *Clin Oral Impl Res* 11(Suppl.):156-158. ISSN:0905-7161.

Shulman, L. B.; Driskell, T. D. (1997) "Dental Implants: A Historical Perspective". In Block, M.; Kent, J.; Guerra, L. *Implants in Dentistry*. Philadelphia: W.B. Saunders.2. ISBN 0721621740.

Soicu, S.; Bratu, D.; Borsanu, I. (2010) Damping Capacity Assessment versus Resonance Frequency Analysis in the Determination of Dental Implant Stability. *TMJ* 60(1):109-116.

Sojic, L.T.; Lemic, A. M.; Tanasic, I.; Mitrovic, N.; Milosevic, M.; Petrovic A. (2012) Compressive strains and displacement in a partially dentate lower jaw rehabilitated with two different treatment modalities. *Gerodontology*; 29:e851-e857. DOI: 10.1111/j.1741-2358.2011.00572.x.

Sutton M, A.; Orteu J, J.; Schreider H, W. (2009) Image correlation for shape, motion and deformation measurements. New York: Springer, 2009.

Stüker, R.; Teixeira, E.; Zani, I. (2005) Passivity of metallic framework for implant-supported fixed prosthesis. *Revista Odonto Ciência – Fac. Odonto/PUCRS* 20(50):370-383.

Szmukler-Moncler, S.; Salama, H.; Reingewirtz, Y.; Dubrulle, J.H. (1998) Timing of loading and effect of micromotion on bone-dental implant interface: review of experimental literature. *J Biomed Mater Res* 43:192-203.

- Tanasic, I.; Tihacek-Sojic, L.; Milic-Lemic, A.; Mitrovic, N.; Mitrovic, R.; *et al.* (2011) Analysing Displacement in the Posterior Mandible using Digital Image Correlation Method. *J Biochip Tissue chip* 5:1-006. DOI:10.4172/2153-0777.S1-006.
- Tarnow, D.; Emtiaz, S.; Classi, A. (1997) Immediate Loading of Threaded Implants at Stage I Surgery in Edentulous Arches: Ten Consecutive Case Reports With 1- to 5-Year Data. *Int J Oral Maxillofac Implants* 12:319-324.
- Timoshenko, S.P. (1971) Resistência dos Materiais (Volume I). Editora Ao Livro Técnico S.A. Rio de Janeiro — Brasil. Pgs.152-164.
- Timoshenko, S.P.; Goodier, J.P. (1970) Theory of Elasticity. 3rd edition: McGraw-Hill Publishing Co.
- Tiozzi, R.; Conrad, H.J.; Rodrigues, R.C.; Heo, Y.C.; De Mattos, Mda.G.; Fok, A.S.; Ribeiro, R.F. (2012) A digital image correlation analysis on the influence of crown material in implant-supported prostheses on bone strain distribution. *J Prosthodontic Res* 56:25-31.
- Tiozzi, R. (2010) Efeitos do uso de próteses múltiplas implantossuportadas, unidas e isoladas, nas tensões geradas em áreas posteriores da mandíbula. *In: Tiozzi R. Ribeirão Preto: Faculdade de Odontologia de Ribeirão Preto, Universidade São Paulo, 2010.*
- Tiozzi, R.; Falcão-Filho, H.; Aguiar Júnior, F. A.; Rodrigues, R. C.; Mattos, M. G.; Ribeiro, R. F. (2010) Modified section method for laser-welding of ill-fitting cp Ti and Ni-Cr alloy one-piece cast implant-supported frameworks. *Journal of Oral Rehabilitation* (Print) (37)359-363.
- Tiozzi, R.; Lin, L.; Rodrigues, R.C.; Heo, Y.C.; Conrad, H.J.; De Mattos, Mda. G.; Ribeiro, R.F.; Fok, A.S. (2011) Digital image correlation analysis of the load transfer by implant-supported restorations. *J Biomech* 44(6):1008-13.
- Tiozzi, R.; Lin, L.; Conrad, H.; Rodrigues, R.C.S.; Heo, Y.C.; Mattos, M.G.C.; Fok, A.S.; Ribeiro, R.F. (2012) A digital image correlation analysis on the influence of crown material in implant-supported prostheses on bone strain distribution. *Journal of Prosthodontic Research* (56)25-31.
- Tiozzi, R.; Vasco, M.A.A.; Lin, L.; Conrad, H.J.; Bezzon, O.L.; Ribeiro, R.F.; Fok, A.S.L. (2013) Validation of finite element models for strain analysis of implant-supported prostheses using digital image correlation. *Dental Materials* 788-796.
- Trisi, P.; Carlesi, T.; Colagiovanni, M.; Perfetti, G. (2010) Implant stability quotient (ISQ) vs direct *in vitro* measurement of primary stability (micromotion): effect of bone density and insertion torque. *J Osteol Biomater* 1:141-149.
- Toussaint, F.; Tabourot, L.; Vacher, P. (2008) Experimental study with a Digital Image Correlation (DIC) method and numerical simulation of an anisotropic elastic-plastic commercially pure titanium. *Archives Of Civil And Mechanical Engineering* VIII(3):131-143.
- Turkyilmaz, I.; Aksoy, U.; McGlumphy, E.A. (2008) Two alternative surgical techniques for enhancing primary implant stability in the posterior maxilla: a clinical study including bone density, insertion torque, and resonance frequency analysis data. *Clin Implant Dent Relat Res* 10:231-237.
- Uriebe, R.; Peñarrocha, M.; Balaguer, J.; Fulgueiras, N. (2005) Immediate loading in oral implants. Present situation. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 10,Suppl2:E143-53.ISSN 1698-4447.
- Vandamme, K.; Naert, I.; Geris, L.; Vander Sloten, J.; Puers, R.; Duyck, J. (2007) Influence of controlled immediate loading and implant design on peri-implant bone formation. *J Clin Periodontol* 34:172-181.
- van Eijden, T.M. (2000) Biomechanics of the mandible. *Crit Rev Oral Biol Med* 11:123-136.
- van Oosterwyck, H.; Vander Sloten, J.; Puers, R.; Naert, I. (2002) Finite element studies on the role of mechanical loading in bone response around oral implants. *Meccanica* 37:441-451.
- Vatsa, A.; Mizuno, D.; Smit, T.H.; Schmidt, C.F.; MacKintosh, F.C.; Klein-Nulend, J. (2006) Bio imaging of intracellular NO production in single bone cells after mechanical stimulation. *J Bone Miner Res* 21:1722-1728.
- Vidyasagar, L.; Apse, P. (2003) Restorative Factors That Affect the Biomechanics of the Dental Implant. *Stomatologija, Baltic Dental and Maxillofacial Journal*, 5(4):123-128.

- W**ang, H.-L.; Ormianer, Z.; Palti, A.; Perel, M.L.; Trisi, P.; Sammartino, G. (2006) Consensus Conference on Immediate Loading: The Single Tooth and Partial Edentulous Areas. *Implant Dent* 15:324-333. DOI:10.1097/01.id.0000246248.55038.3a.
- Watzek, G. (2004) Frequency Distribution of Structural Bone qualities. In: Watzek, G. (ed). Implants in qualitatively compromised bone. Quintessence Publishing Co, Ltd. 30-32.
- Wijaya, S.; Oka, H.; Saratani, K.; Sumikawa, T.; Kawazoe, T. (2004) Development of implant movement checker for determining dental implant stability. *Medical Engineering & Physics* 26:513-522. DOI: 10.1016/j.medengphy.2004.02.007.
- Wolff, J. (1988) Concerning the interrelationship between form and function of the individual parts of the organism. By Julius Wolff, 1900. *Clin Orthop Relat Res*. 2-11.
- Wyatt, C.S.B.; Limor, A.-A.; Zarb, A. (2000) A computer-assisted measurement technique to assess bone proximal to oral implants on intraoral radiographs. *Clin Oral Impl Res* 12:225-229.
- Z**arb, G.; Albrektsson, T. (1991) "Osseointegration: A requiem for the periodontal ligament?" *Int J Periodontol Rest Dent* (11):88-91.
- Zhang, D.; Arola, D. (2004) Applications of digital image correlation to biological tissues. *Journal of Biomedical Optics* 9(4):691-699. DOI: 10.1117/1.1753270.
- Zembić, A.; Glauser, R.; Khraisat, A.; Hämmerle, C.H. (2010) Immediate vs. early loading of dental implants: 3-year results of a randomized controlled clinical trial. *Clin Oral Implants Res*. 21(5):481-9.
- Zipprich, I. (2010) Micro-movements and micro-pump effect of Implant-Abutment-Interface – Test-Report. *Department of Prosthetic Dentistry, J. W. Goethe-University Frankfurt am Main, Alemanha*, 39 pages.

ANEXOS

ANEXO I

Parecer da Comissão de Ética

COMISSÃO DE ÉTICA DA FMUC

Of. Refª **8-CE-2011**

Data 24 / 02 / 2011

Exmo Senhor

Prof. Doutor Manuel Santos Rosa

Presidente do Conselho Científico da

Faculdade de Medicina

Assunto: Projecto de Investigação no âmbito do Mestrado em Patologia Experimental.

Candidato(a): Tânia Alexandra Correia Rodrigues

Titulo do Projecto: "Medição de micromovimentos em implantes endósseos pelo método de correlação de imagem"

A Comissão de Ética da Faculdade de Medicina, após análise do projecto de investigação supra identificado, decidiu emitir o parecer que a seguir se transcreve: "**Parecer Favorável**".

Queira aceitar os meus melhores cumprimentos.

O Presidente,

Prof. Doutor João Manuel Pedroso de Lima

GC

ANEXO II

Consentimento Informado

CONSENTIMENTO INFORMADO E ESCLARECIDO DO PACIENTE

Estudo Clínico

MEDIÇÃO DE MICROMOVIMENTOS EM IMPLANTES ENDÓSSEOS PELO MÉTODO DE CORRELAÇÃO DE IMAGEM

Objectivo:

Estamos a pedir-lhe que participe num estudo clínico que consiste na medição dos micromovimentos de implantes dentários pelo método de Correlação de Imagem Digital Tridimensional (CID 3D). O objectivo deste estudo é validar o método de correlação de imagem digital tridimensional (CID 3D) através do método de análise de frequência de ressonância (AFR). Assim, além da técnica habitual de medição da estabilidade implantar pelo método de AFR vão usar-se técnicas ópticas de correlação digital de imagem para explorar com mais precisão os micromovimentos implantares.

Procedimento e Duração:

O método de correlação de imagem digital tridimensional (CID 3D) consiste numa técnica óptica de medição, sem contacto, que consegue determinar o contorno tridimensional da superfície de um objecto e seguir o campo de micromovimentos dessa superfície numa sequência de imagens. Assim, a aplicação deste método consistirá na obtenção de imagens de duas câmaras digitais.

Este procedimento será realizado 3 vezes no decurso do seu plano de tratamento: 1º No dia da colocação dos implantes dentários (na fase cirúrgica); 2º No dia da realização de impressões definitivas; e 3º No dia da colocação das coroas definitivas (na fase de restauração protética). A sua participação neste estudo clínico irá durar entre 3 a 5 meses.

Vantagens, Riscos e Queixas:

Ao participar neste estudo poderá facultar ao clínico informações mais significativas sobre o prognóstico da reabilitação com implantes, complementando os outros métodos existentes actualmente. A utilização de dois métodos confere uma maior segurança ao diagnóstico e à terapêutica, permitindo avaliar com mais eficácia o momento ideal para efectuar cargas oclusais (começar a mastigar alimentos duros normalmente). Além disso, este método tem ainda a vantagem de permitir ultrapassar as limitações dos outros métodos utilizados presentemente para medir a estabilidade implantar.

A sua participação no estudo não envolverá quaisquer riscos ou queixas acrescidos, uma vez que o procedimento necessário consiste na obtenção de imagens digitais de duas câmaras digitais, sem contacto.

Participação e/ou Desistência Espontânea:

A sua participação neste estudo é livre. Por conseguinte, também poderá recusar a sua participação. Caso decida pela participação, poderá em qualquer momento tomar uma decisão contrária e retirar-se do estudo. Se não quiser participar ou se resolver retirar-se logo após o seu início, isso não afectará em nada a sua assistência médica seguinte.

Confidencialidade:

Os dados registados durante este estudo são confidenciais, salvo disposições legais em contrário. Em todas as publicações ou relatórios decorrentes, os seus dados clínicos irão permanecer no anonimato.

Obrigações e Vantagens Financeiras:

Não decorrerão quaisquer custos ou vantagens financeiras pela sua participação neste estudo.

A quem se poderá dirigir:

É de todo conveniente que obtenha todos os esclarecimentos sobre a sua participação no ensaio clínico e os temas relacionados. Para mais informações poderá dirigir-se a um dos médicos responsáveis pelo estudo, o Sr. Prof. Doutor Pedro Nicolau (Investigador principal), que pode ser contactado pelo número de telefone: 239 484 183, extensão 8545, do Departamento de Medicina Dentária da Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra; ou pelo e-mail pessoal: pgnicolau@mail.telepac.pt.

Este consentimento informado será fotocopiado e fornecido ao paciente.

Data: ____ (dia) de _____ (mês por extenso) de 201__ (ano)

Assinatura da(o) Paciente: _____

Nome legível e assinatura
do Clínico/Investigador
que apresentou o estudo: _____

DECLARAÇÃO DE CONSENTIMENTO INFORMADO E ESCLARECIDO

Designação do Estudo/Projecto:	MEDIÇÃO DE MICROMOVIMENTOS EM IMPLANTES ENDÓSSEOS PELO MÉTODO DE CORRELAÇÃO DE IMAGEM
Fonte de Financiamento:	
Referência do Estudo/Projecto:	PTDC/SAU-BEB/108658/2008
Investigador Responsável:	Prof. Doutor Pedro Miguel Gomes Nicolau
Data do parecer favorável pela Comissão de Ética competente:	<u>24</u> (dia) <u>02</u> (mês) 201 <u>1</u> (ano)

Eu, abaixo-assinado (nome legível e completo da(o) Paciente), _____, portador do BI N.º _____, com _____ anos de idade, compreendi a explicação que me foi fornecida acerca do meu caso clínico e da investigação que se tenciona realizar, bem como do estudo em que serei incluída(o). Foi-me dada a oportunidade de fazer as perguntas que julguei necessárias e, para todas, obtive resposta satisfatória.

Tomei conhecimento de que, de acordo com as recomendações da Declaração de Helsínquia, a informação e a explicação que me foram prestadas versaram os objectivos, os métodos, os benefícios previstos, os riscos potenciais e o eventual desconforto. Além disso, foi-me confirmado que tenho o direito de recusar a todo o tempo a minha participação no estudo, sem que isso possa ter como efeito qualquer prejuízo na assistência que me é prestada. Os registos dos resultados poderão ser consultados pelos responsáveis científicos e ser objecto de publicação, mas os elementos da identidade pessoal serão sempre tratados de modo estritamente confidencial.

Assim, consinto que me seja aplicado o método de Correlação de Imagem Digital Tridimensional (CID 3D) proposto pelo clínico/investigador que me apresentou o estudo.

Data: _____ (dia) de _____ (mês por extenso) de 201____ (ano)

Assinatura da(o) Paciente: _____

Nome legível e assinatura do Clínico/Investigador que apresentou o estudo: _____

ANEXO III

Resultados da Avaliação Radiográfica do Ensaio Clínico

Quadro I Resultados da Análise Radiográfica para os implantes do Ensaio Clínico *In Vivo*

RESULTADOS DA ANÁLISE RADIOGRÁFICA												
Paciente	FDI	Dia da Cirurgia		Dia Col. Coroas		Controlo 6 Meses		Controlo 12 Meses		Controlo 24 Meses		
		DIB		DIB		DIB		DIB		DIB		
		M (mm)	D (mm)	M (mm)	D (mm)	M (mm)	D (mm)	M (mm)	D (mm)	M (mm)	D (mm)	
301	CSM	4.6	0,0	1,2	0,7	1,4			1,0	1,4	0,8	1,2
302	MML	3.5	0,0	0,4	0,4	1,2			0,0	1,2	0,0	1,3
303	LMN	4.6	1,0	1,0	0,8	1,1			0,5	1,0	0,4	0,9
303A		3.6	0,0	1,0	0,7	1,0			1,2	1,4	0,9	1,2
304	MLL	3.6	0,0	0,8	-0,7	0,8			1,2	1,4	0,9	1,2
304A		4.5	0,0	2,0	0,0	0,5			0,1	0,6	0,0	0,2
		4.6	1,5	-0,5	-1,4	-0,9			-1,4	-1,0	-1,2	-1,3
306	AIF	3.6	0,0	0,4	0,0	0,3			0,4	0,8	0,3	0,8
307	MJR	3.6	0,0	1,0	1,1	1,7			0,3	0,7	0,0	0,7
308	MBL	3.5	0,0	0,7	0,3	1,1			0,3	0,7	0,0	0,7
309	CFC	3.5	0,0	0,5	-0,5	0,6			0,0	0,7	-0,3	0,5
		3.6	0,0	1,0	0,0	1,1			0,3	0,8	0,5	1,0
311A	JMB	3.5	0,0	0,5					0,6	1,2	0,6	1,1
		3.6	0,0	1,0					1,0	0,9	0,9	1,1
312	RSS	3.6	-0,5	0,0	0,0	0,0			0,0	0,6	0,1	0,4
313	SJM	3.5	0,0	0,8	0,0	1,4			1,1	3,0	3,5	4,6
314	HMG	4.6	0,0	0,5	0,2	0,7			0,3	1,1	0,3	0,6
315	JAN	4.5	0,4	0,4	1,4	1,7			1,4	2,0	1,8	2,2
317	MAC	4.6	0,0	1,0	0,0	1,0			-0,3	0,9	-0,6	0,6
317A		3.6	-0,5	0,4	-0,5	0,2			0,0	0,8	0,0	0,8
318	JAM	4.5	0,0	0,2	0,2	0,8						
321	MLF	3.6	0,4	0,4	0,5	0,6	0,3	0,4				
323	FGS	3.5	0,0	0,0	0,2	1,4	0,6	1,4				
		3.6	0,0	0,0	1,2	1,0	1,6	1,4				
325	ZMB	4.6	-1,0	1,0	0,5	1,7	0,5	1,6				
327	MMA	3.6	0,0	0,5	0,8	0,4	0,3	0,0				
329	LJR	3.6	-1,0	0,5	0,6	1,3	0,6	1,3				
		3.7	0,0	0,0	-0,2	-0,9	-0,4	-1,1				
331	FAF	4.5	0,0	0,5	0,3	1,2						
		4.6	0,0	0,5	0,7	0,9						
335	FSV	3.5	-1,0	1,0	-1,7	1,3						
		3.6	0,0	0,5	0,9	0,9						

ANEXO IV

Resultados da Correlação de Imagem Digital Tridimensional do Ensaio Clínico

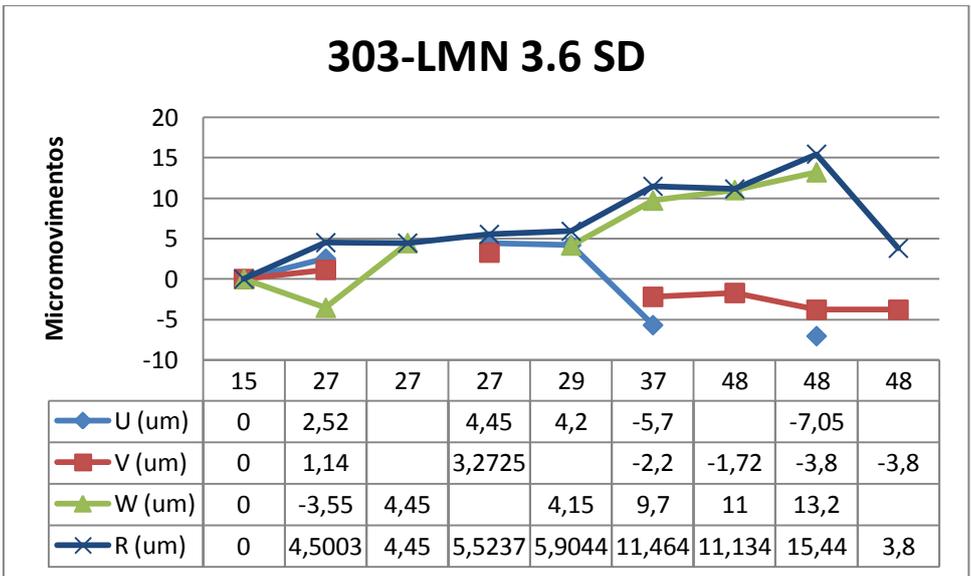
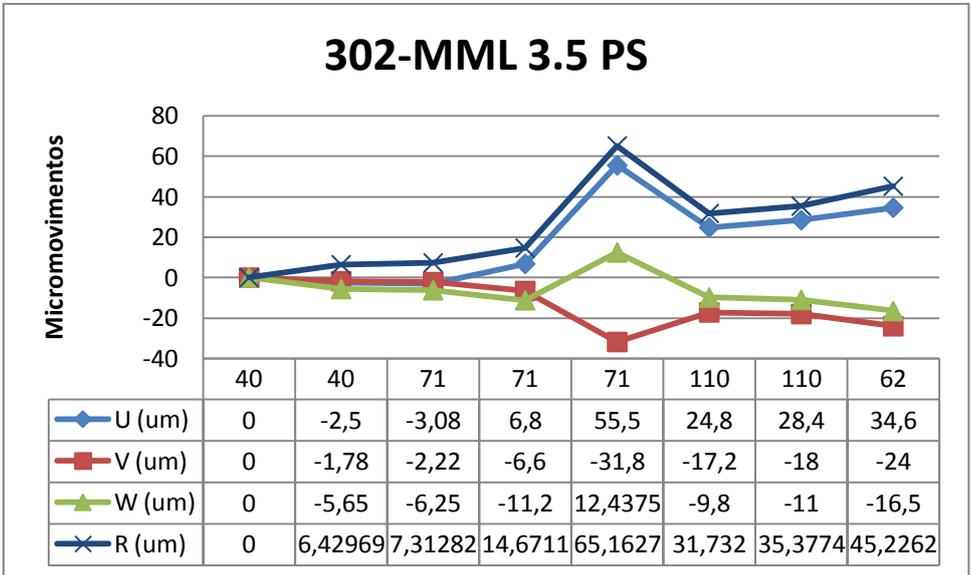
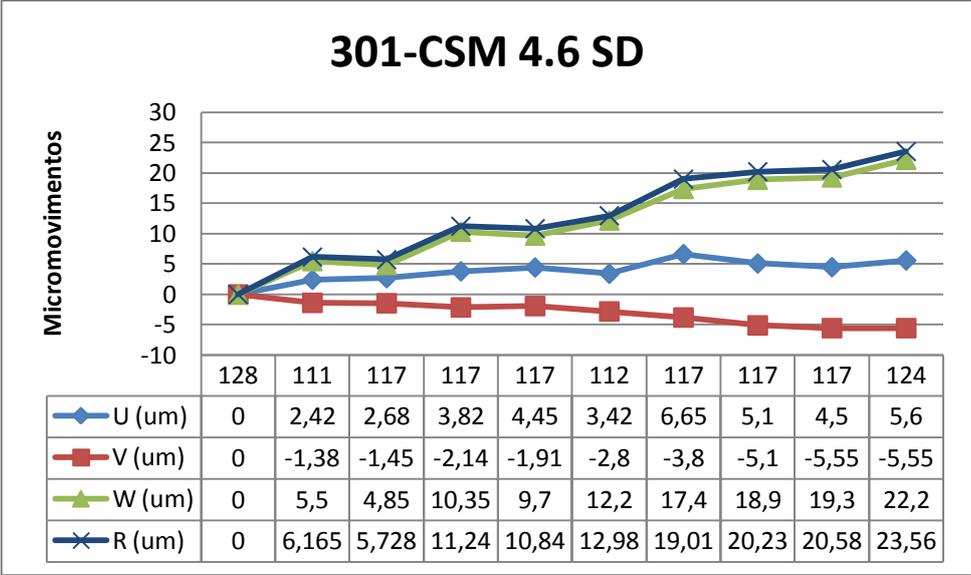
Quadro 2 Resultados da Correlação de Imagem Digital Tridimensional para os implantes do Ensaio Clínico *In Vivo*

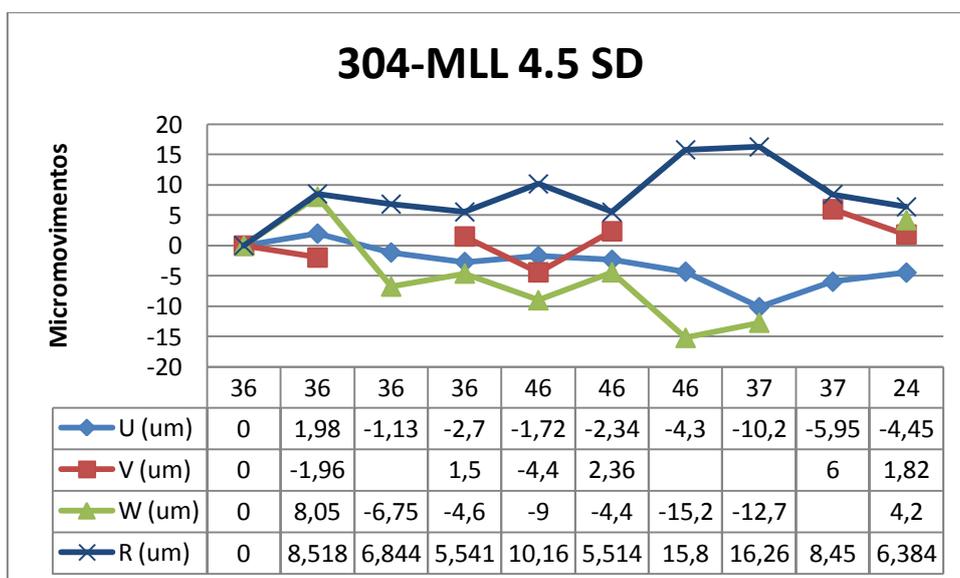
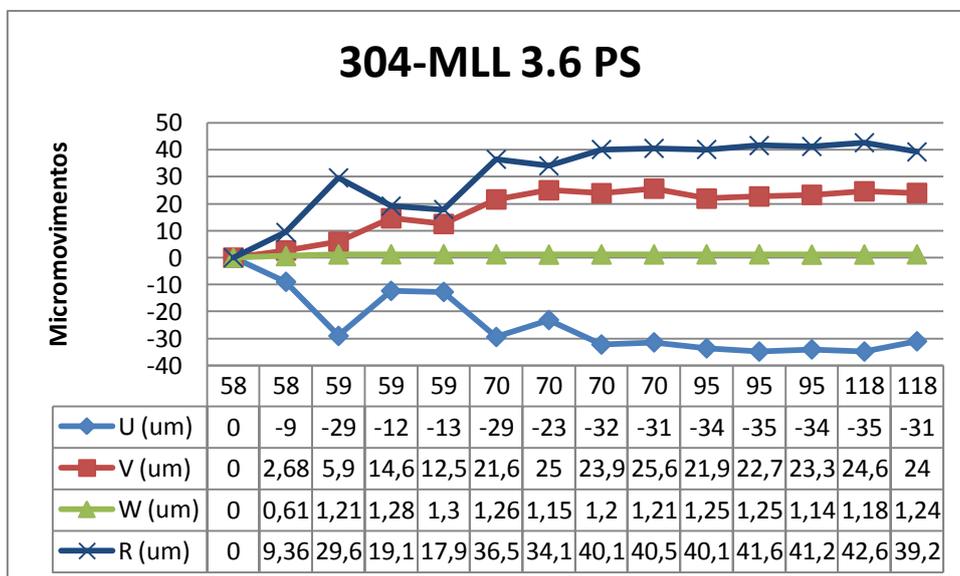
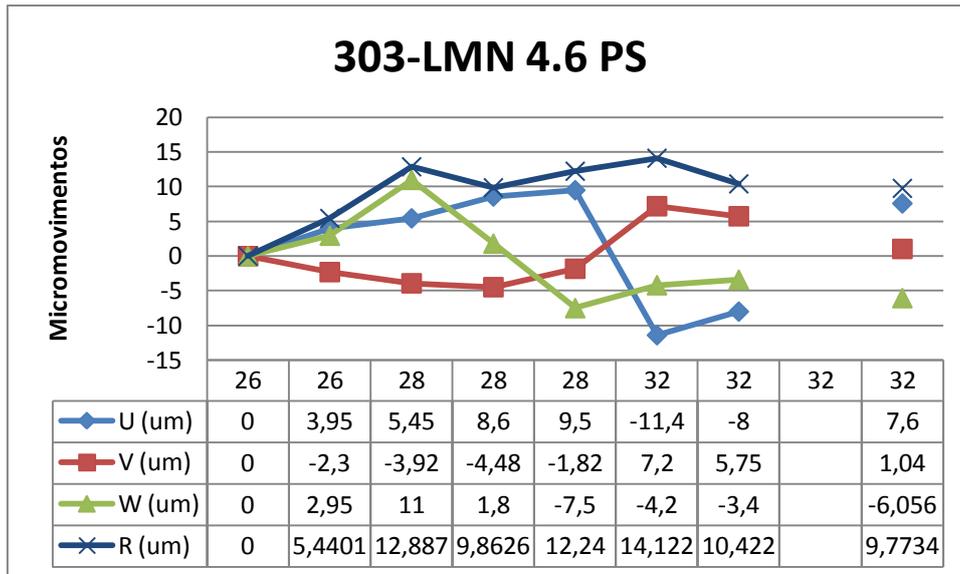
RESULTADOS DA CORRELAÇÃO DE IMAGEM DIGITAL 3D (CID 3D)

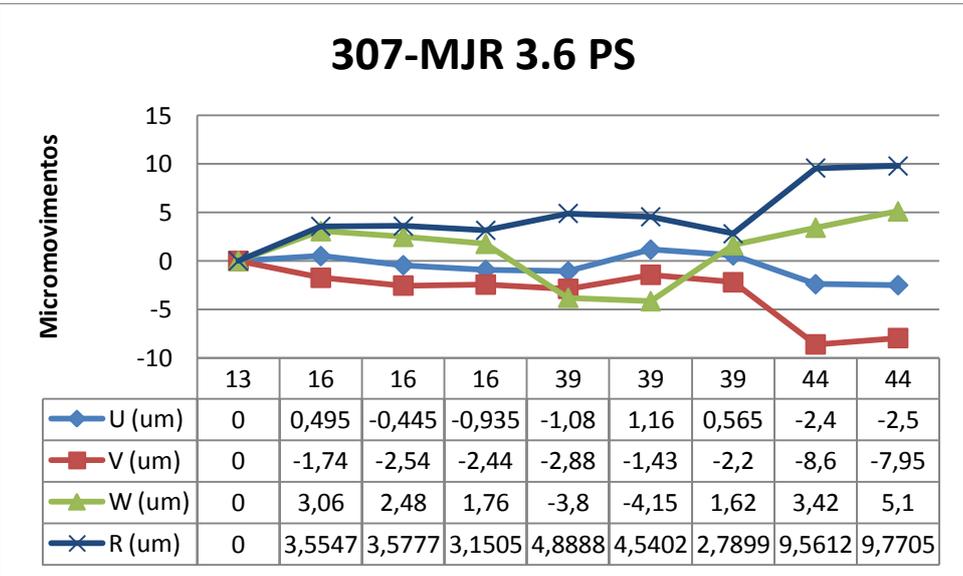
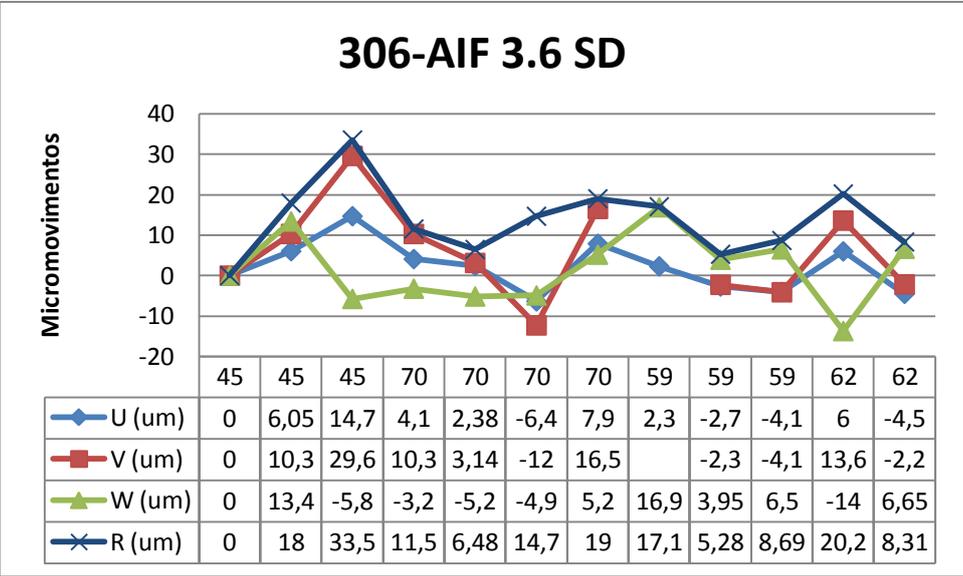
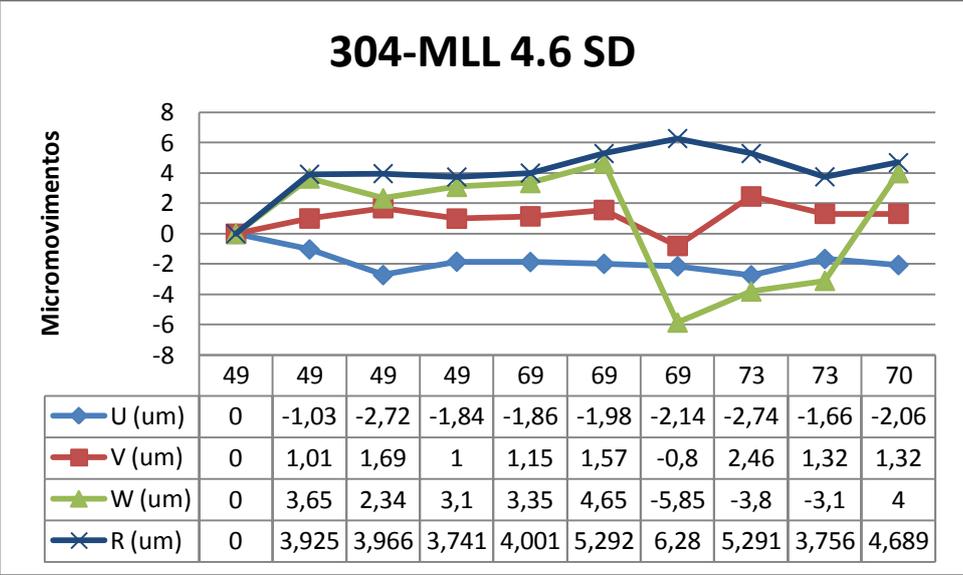
Paciente		FDI	Plataforma	Micromovimentos (em micras)			Resultante R	Meses
				U	V	W		
301	CSM	4.6	SD	4,3	3,3	13,4	14,4	31
302	MML	3.5	PS	22,2	14,5	10,4	28,5	29
303	LMN	4.6	PS	9,0	4,7	4,6	11,1	32
303A		3.6	SD	6,4	2,9	11,3	13,3	13
304	MLL	3.6	PS	26,7	19,1	1,2	32,9	29
304A		4.5	SD	3,9	3,0	8,1	9,5	28
		4.6		2,0	1,4	3,8	4,5	28
306	AIF	3.6	SD	5,5	10,4	7,8	14,1	29
307	MJR	3.6	PS	1,5	4,6	3,6	6,1	31
308	MBL	3.5	PS	5,4	10,3	14,4	18,5	28
309	CFC	3.5	SD	1,4	3,9	8,6	9,5	30
		3.6		7,0	7,8	14,5	17,9	30
311A	JMB	3.5	PS	1,7	2,0	14,4	14,6	24
		3.6		4,2	1,9	20,1	20,6	24
312	RSS	3.6	PS	11,7	9,6	16,6	22,5	26
313	SJM	3.5	SD	7,3	6,8	26,9	28,7	27
314	HMG	4.6	PS	2,0	1,2	6,6	7,0	27
315	JAN	4.5	SD	1,3	1,5	2,8	3,4	27
317	MAC	4.6	PS	6,5	3,3	4,4	8,5	25
317A		3.6	SD	1,6	1,7	5,3	5,8	25
318	JAM	4.5	SD	3,7	2,2	22,9	23,3	27
321	MLF	3.6	SD	1,0	1,8	3,6	4,1	13
323	FGS	3.5	SD	7,7	3,7	6,8	10,9	13
		3.6		1,0	1,8	3,6	4,1	13
325	ZMB	4.6	PS	1,7	1,0	11,0	11,2	11
327	MMA	3.6	PS	7,8	14,5	18,8	25,0	9
329	LJR	3.6	SD	1,9	2,1	6,3	6,9	8
		3.7						8
331	FAF	4.5	SD	3,9	3,0	8,1	9,5	6
		4.6		2,0	1,4	3,8	4,5	6
335	FSV	3.5	PS	6,4	3,7	6,8	10,0	6
		3.6		4,2	4,2	21,5	22,3	6

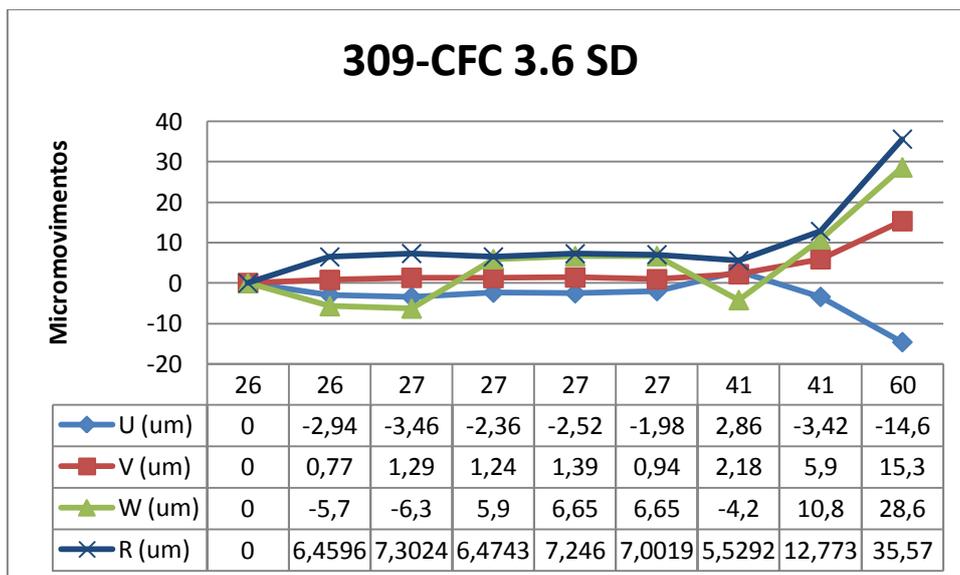
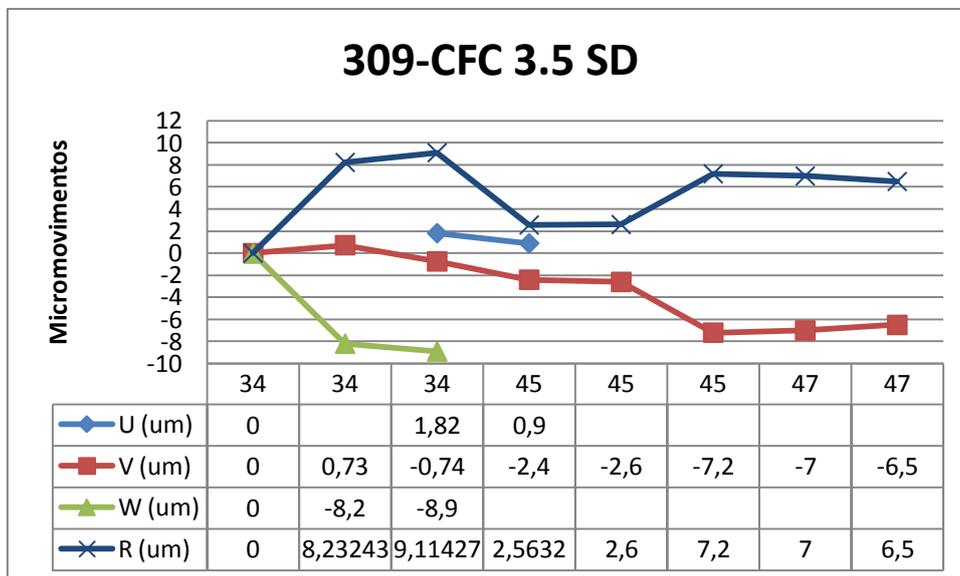
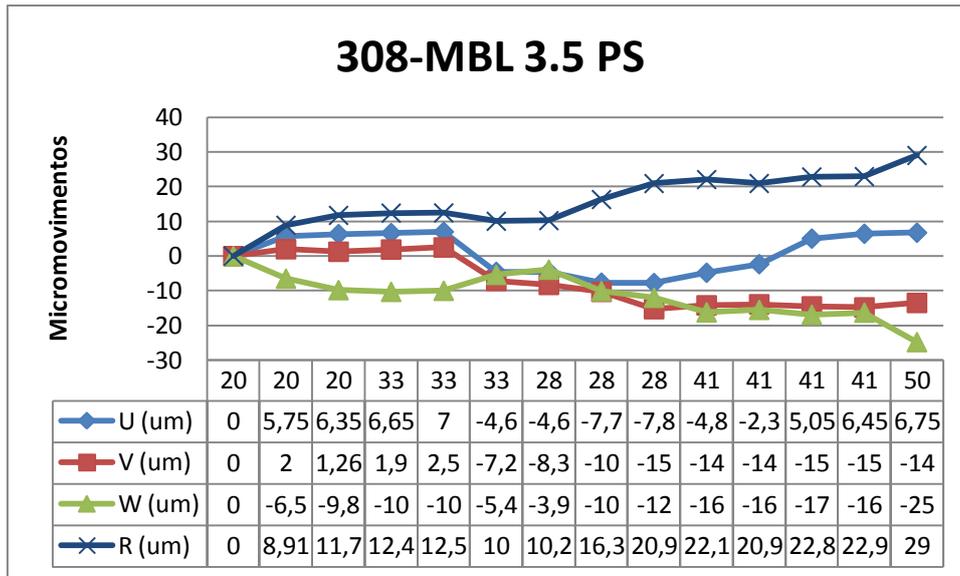
ANEXO V

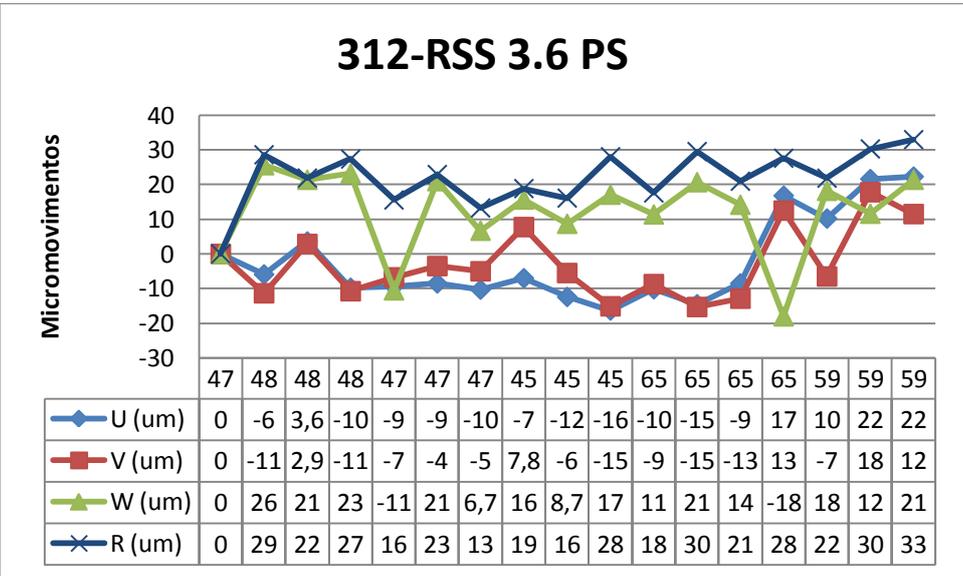
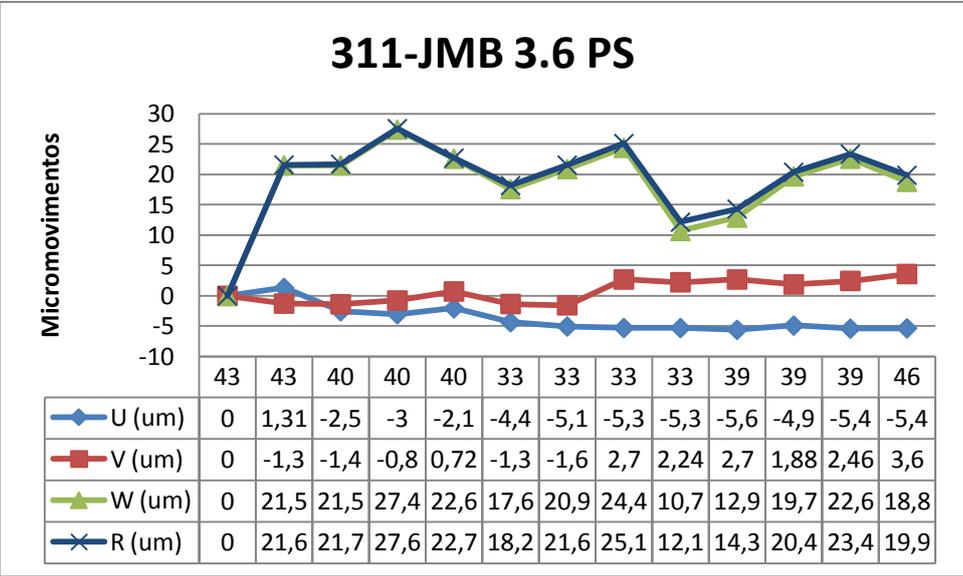
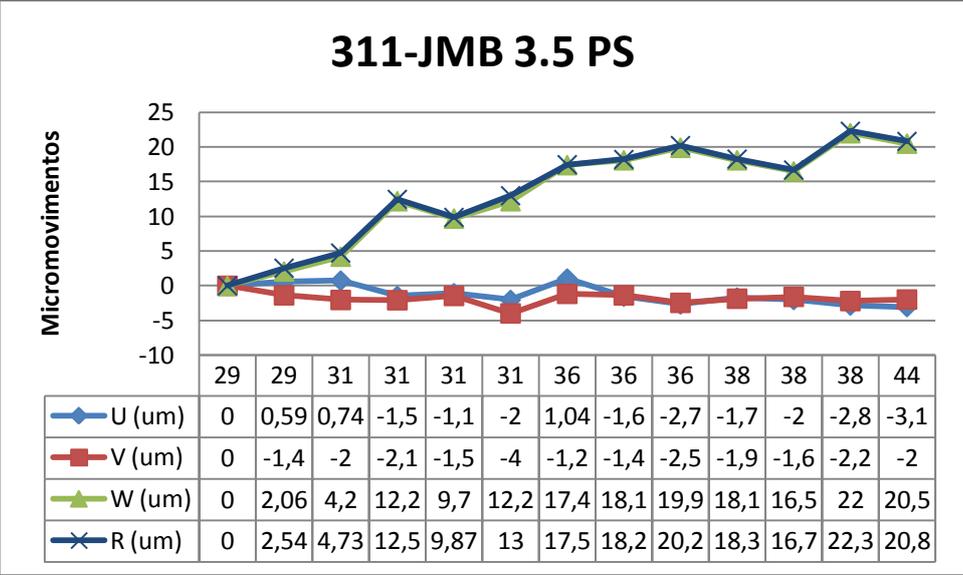
Gráficos dos Resultados da Correlação de Imagem Digital Tridimensional do Ensaio Clínico

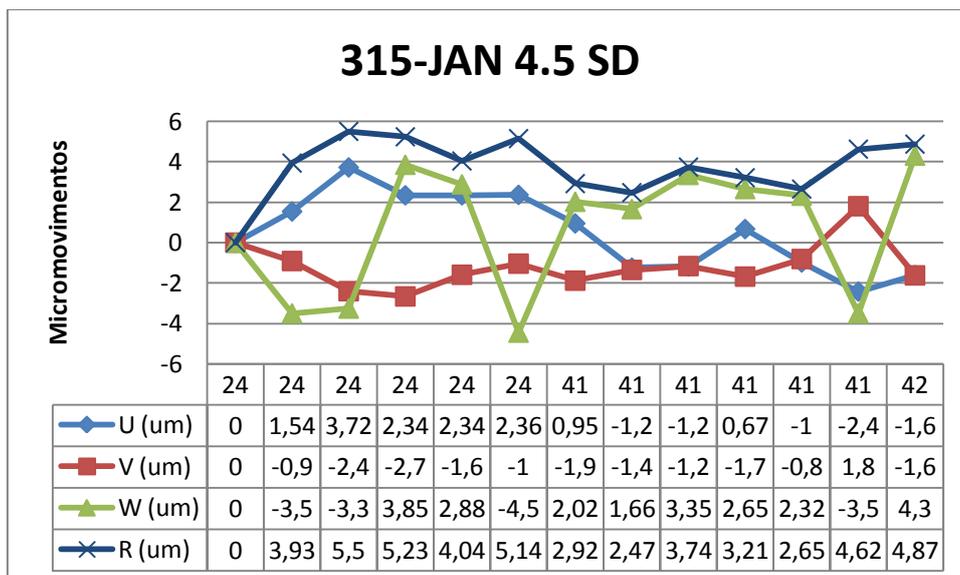
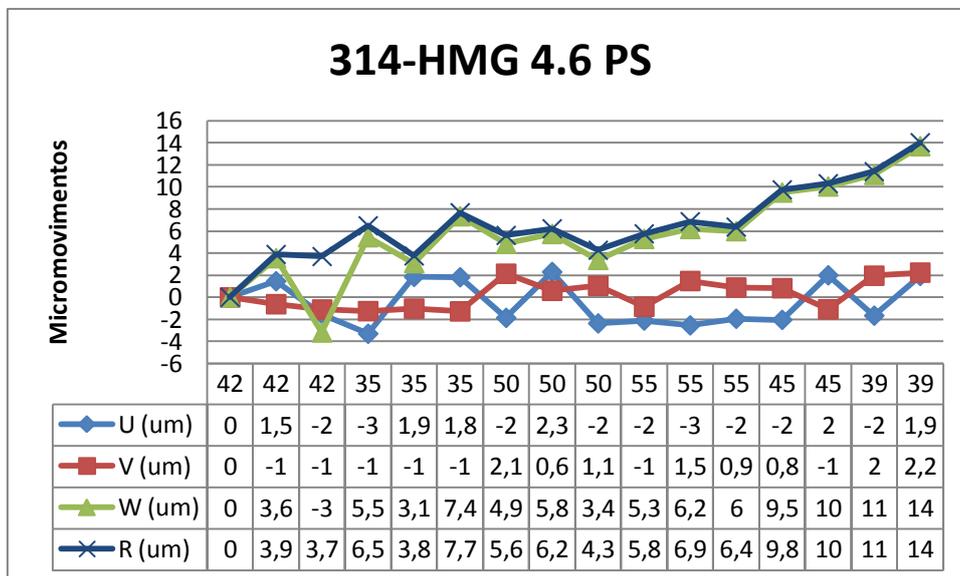
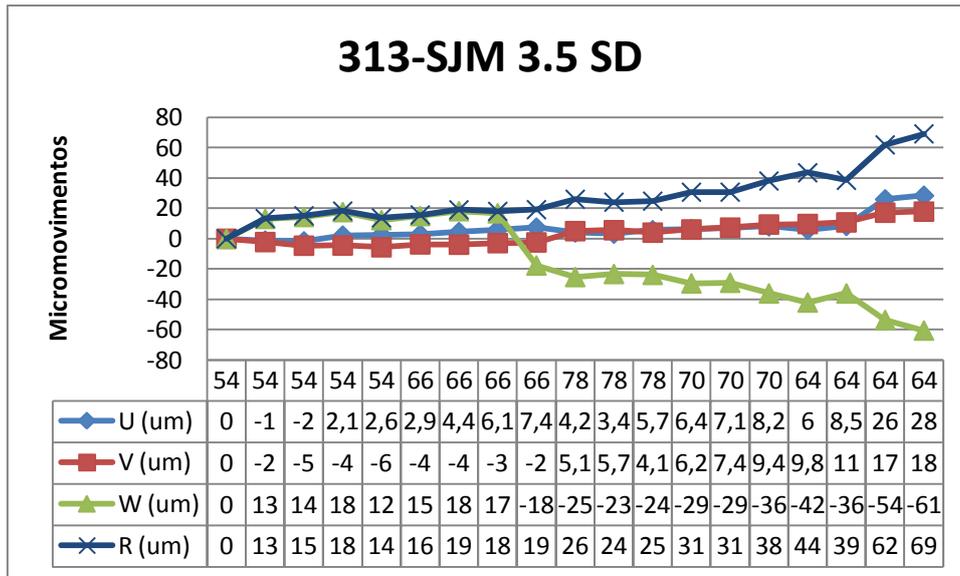




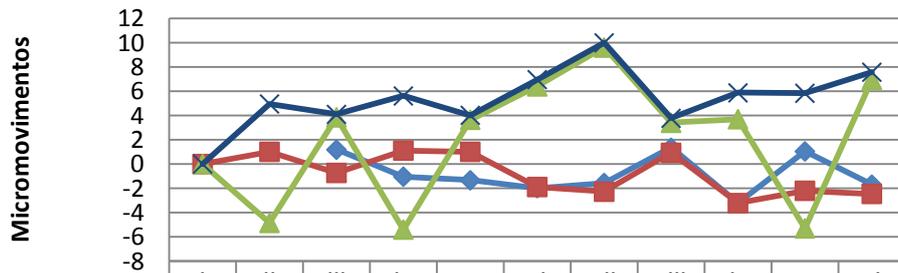






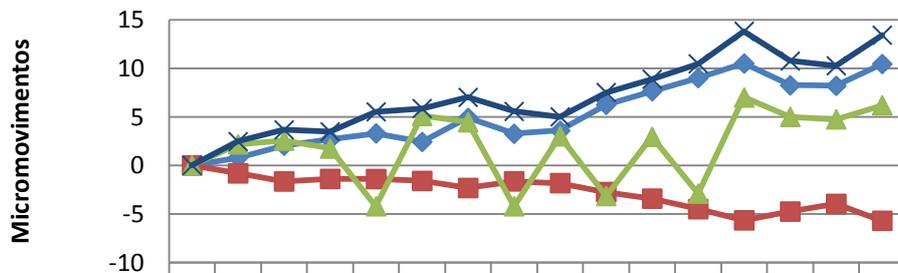


317-MAC 3.6 SD

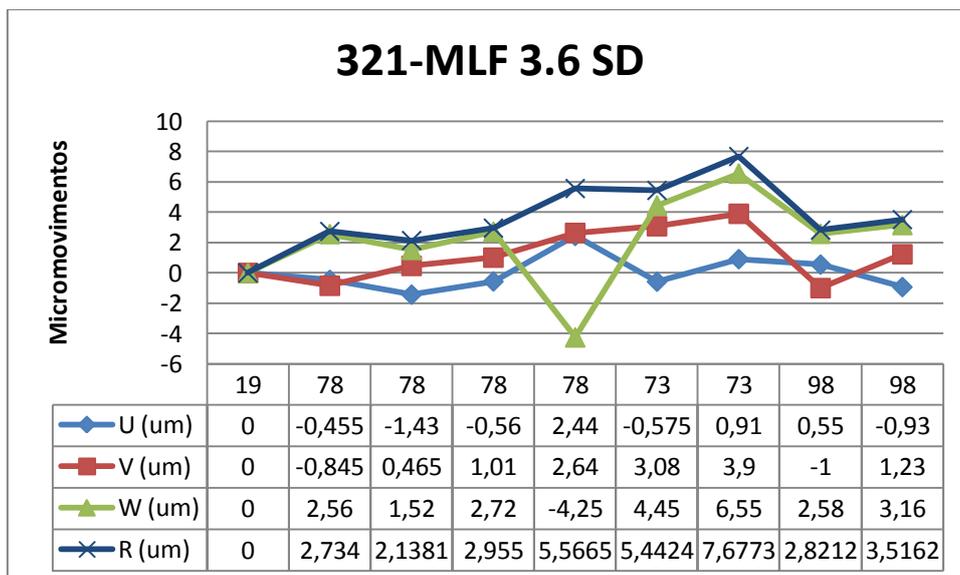
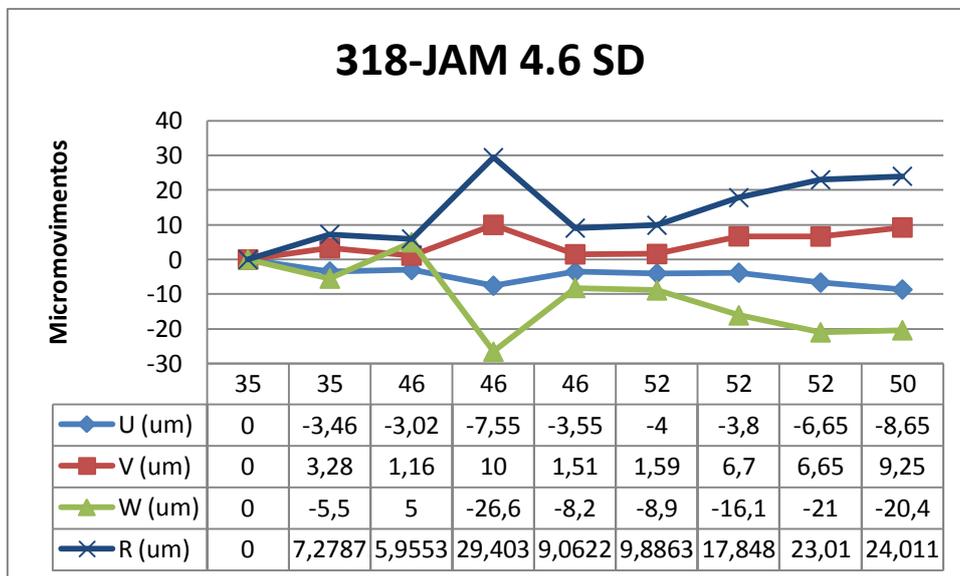
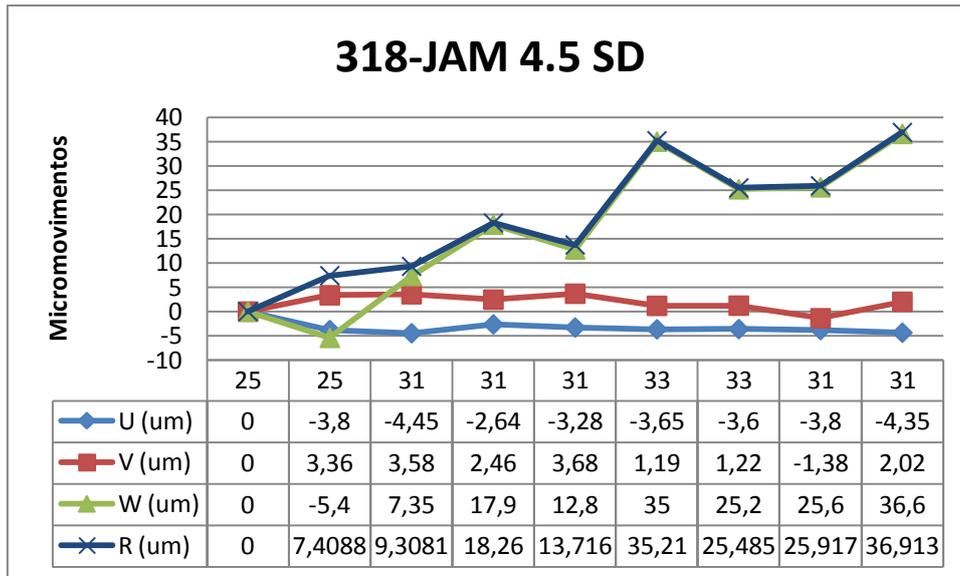


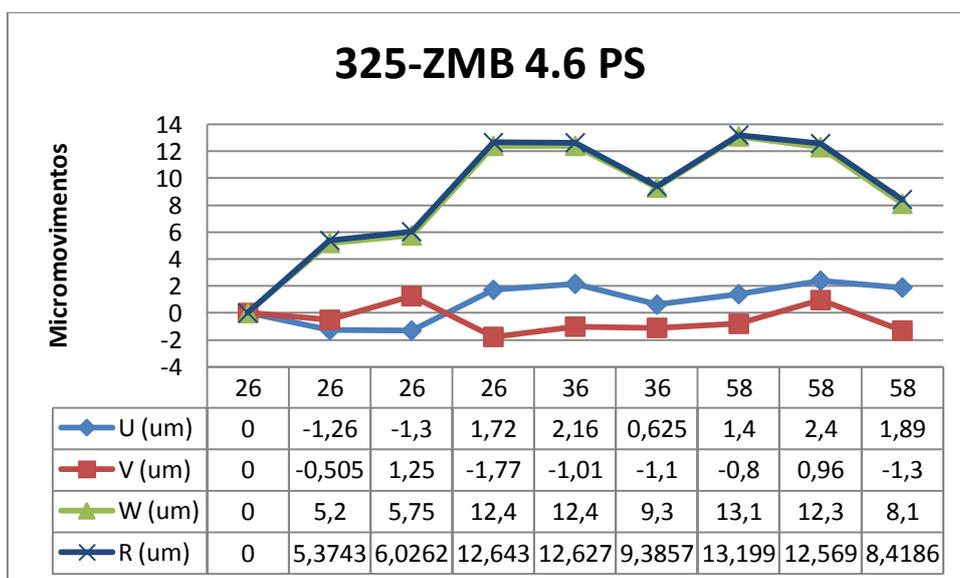
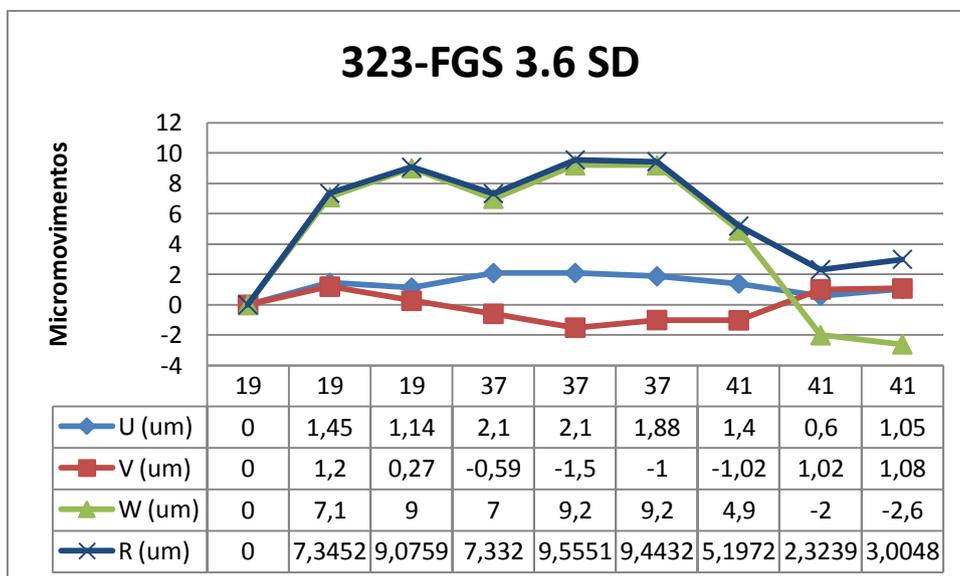
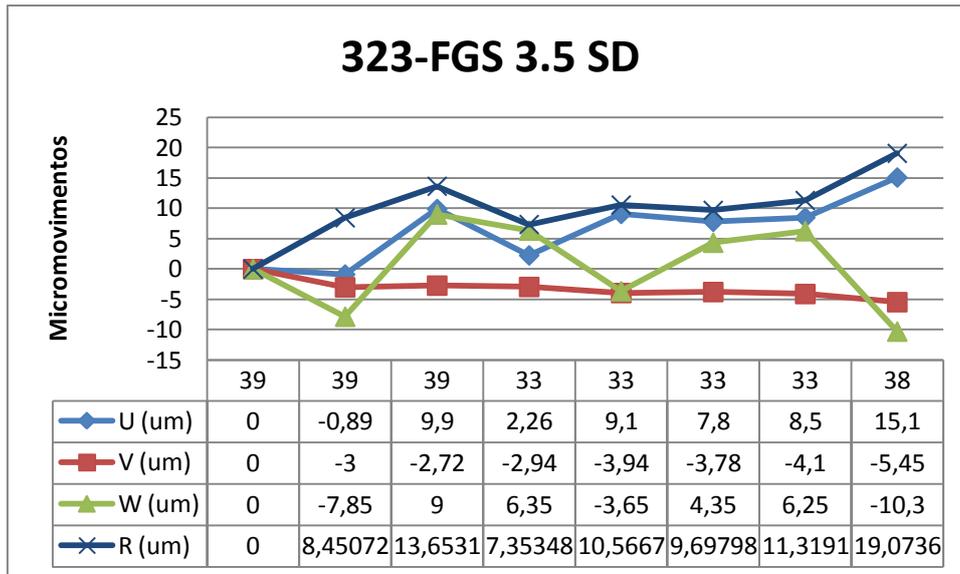
	i	ii	iii	iv	v	vi	vii	viii	ix	x	xi
U (um)	0		1,18	-1,04	-1,34	-1,98	-1,56	1,34	-3,22	1,04	-1,7
V (um)	0	1,01	-0,73	1,11	1,01	-1,89	-2,28	0,92	-3,22	-2,2	-2,46
W (um)	0	-4,85	3,85	-5,4	3,65	6,4	9,6	3,4	3,7	-5,3	6,95
R (um)	0	4,954	4,092	5,61	4,017	6,961	9,99	3,769	5,867	5,832	7,566

317-MAC 4.6 PS

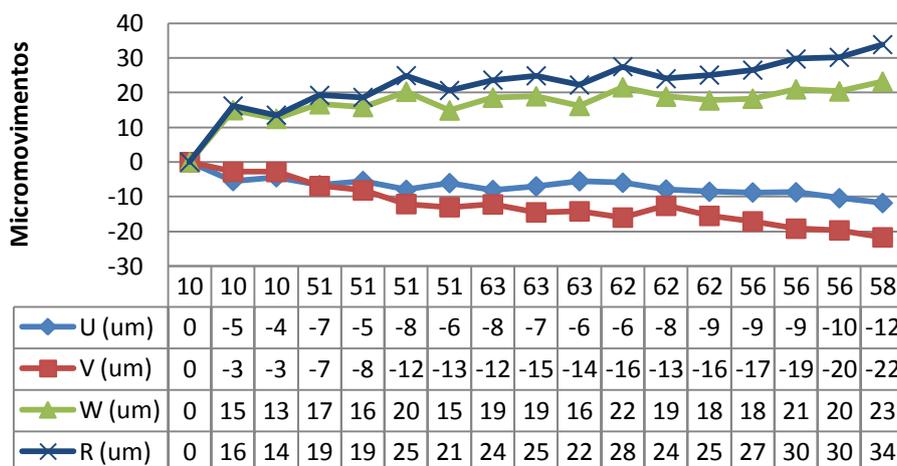


	24	23	23	23	48	48	48	48	52	52	52	49	49	49	61	61
U (um)	0	0,8	2	2,7	3,3	2,4	4,9	3,3	3,6	6,3	7,7	9	11	8,3	8,2	10
V (um)	0	-1	-2	-1	-1	-2	-2	-2	-2	-3	-3	-5	-6	-5	-4	-6
W (um)	0	2,2	2,6	1,7	-4	5,1	4,5	-4	3	-3	3	-3	7	5	4,8	6,2
R (um)	0	2,5	3,7	3,5	5,5	5,9	7	5,6	5	7,5	8,9	10	14	11	10	13

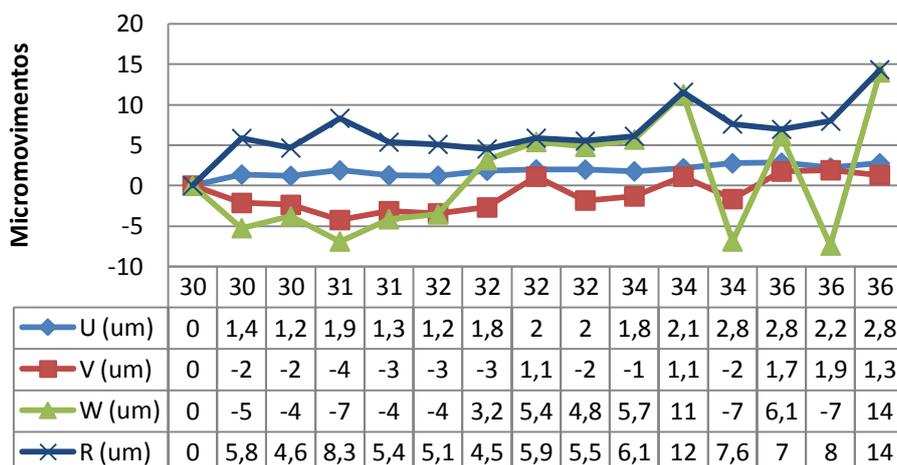




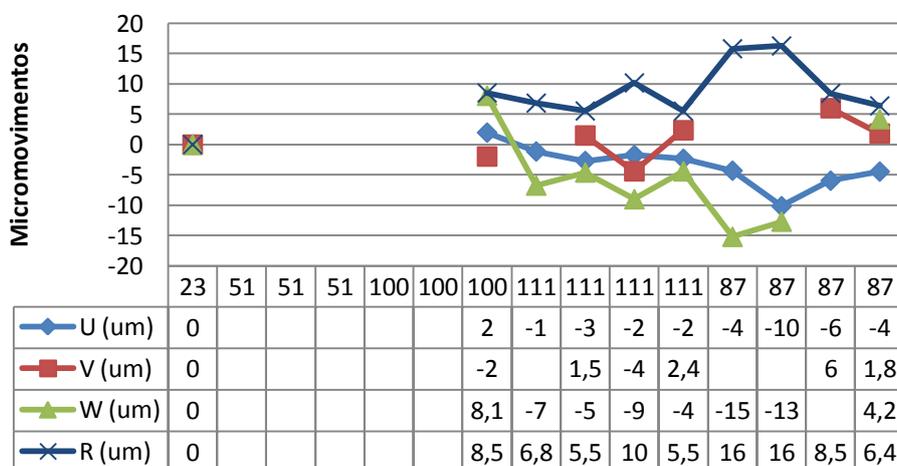
327-MMA 3.6 PS

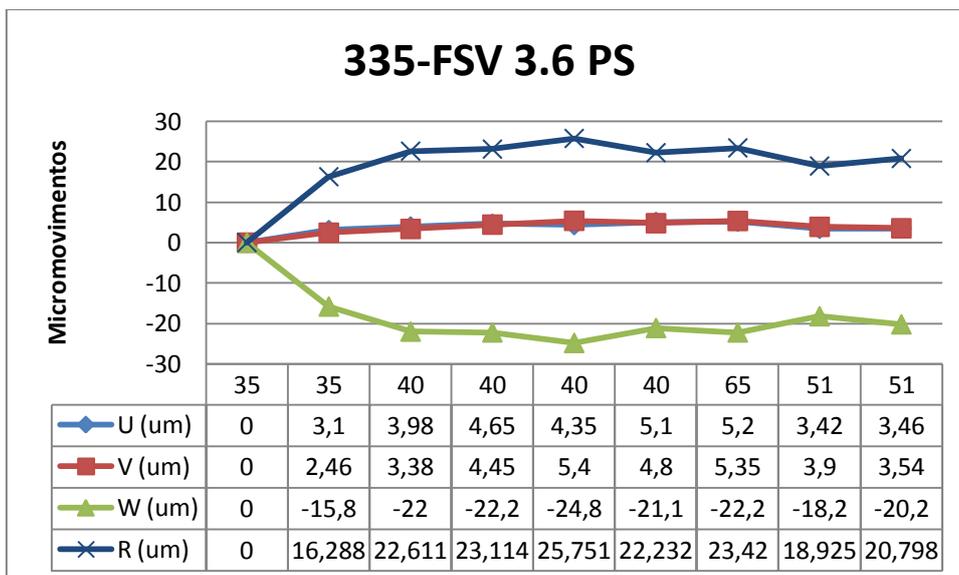
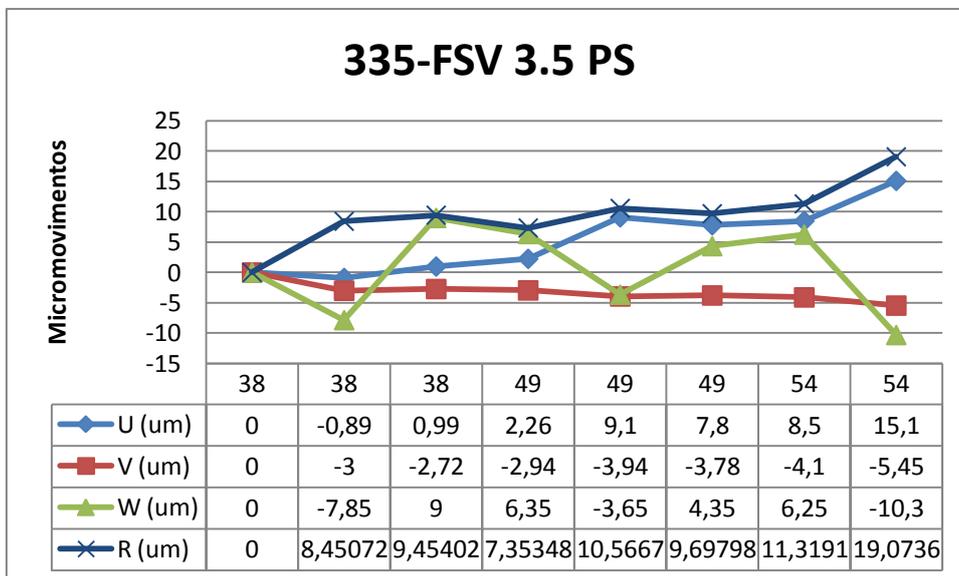
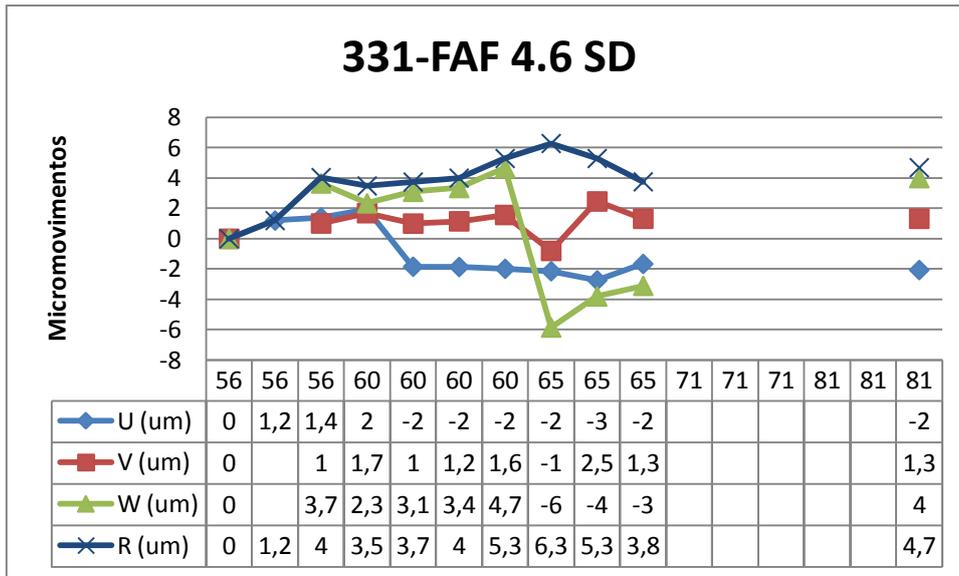


329-LJR 3.6 SD



331-FAF 4.5 SD





Gráficos 6-38 Evolução dos micromovimentos implantares em função da força aplicada.

ÍNDICE

Índice

Agradecimentos	IX
Resumo	XIII
Abstract	XV
Lista de Publicações	XVII
Proposição	XIX
CAPÍTULO I: Introdução	I
I.1. Osteointegração e estabilidade implantar	7
I.2. Métodos para a avaliação da osteointegração e da estabilidade implantar	33
I.3. Correlação de imagem digital tridimensional	63
CAPÍTULO II: Aferição e validação do Método de CID 3D num Ensaio Piloto	99
II.1. Objetivo	101
II.2. Materiais e Métodos	101
II.3. Resultados	118
II.4. Discussão	122
II.5. Conclusões	124
CAPÍTULO III: Validação do Método de CID 3D com a AFR num modelo animal <i>ex vivo</i>	125
III.1. Objetivo	127
III.2. Materiais e Métodos	128
III.3. Resultados	142
III.4. Discussão	148
III.5. Conclusões	152
CAPÍTULO IV: Medição de micromovimentos por CID 3D num ensaio clínico <i>in vivo</i>	153
IV.1. Objetivos	155
IV.2. Materiais e Métodos	156
IV.3. Resultados	174
IV.4. Discussão	185
IV.5. Conclusões	191
CAPÍTULO V: Conclusões Gerais e Perspetivas Futuras	195
Referências Bibliográficas	197
Anexos	207