



**Faculdade de Medicina**

**Universidade de Coimbra**

Mestrado Integrado em Medicina Dentária

**Análise de estruturas protéticas em PEEK pelo Método de Correlação de Imagem Digital Tridimensional (CID-3D) – um estudo piloto**

**Orientador:** Pedro Miguel Gomes Nicolau

**Co-Orientador:** Tânia Alexandra Correia Rodrigues Baiôa

**Autor:** Francisco José Cardoso de Oliveira Pedro

Coimbra, 2016

## Agradecimentos

Quero agradecer primeiro aos meus colegas de curso que influenciaram o meu percurso, e que sempre me ajudaram quando precisei.

Aos meus professores que tanto me ensinaram, deixando um especial apreço ao meu orientador Prof. Dr. Pedro Nicolau e à minha co-orientadora Dr. Tânia Rodrigues pelas (muitas) horas despendidas.

Aos meus pais e avós que sempre me apoiaram e me deram a força necessária para completar as tarefas mais difíceis.

Á minha namorada, Sara, por me ter aturado ao longo destes 5 anos de curso, e sobretudo pela sua compreensão nos momentos em que estive menos presente.

Á minha binómia Diana Marques, pelos 2 anos de amizade e cuja ajuda foi importante para chegar aqui.

Um grande agradecimento ao Laboratório Técnico-Dentário por ter, amavelmente, cedido o PEEK para a realização deste estudo, e sem os quais, o mesmo não era possível.

Às minhas colegas do 4º ano, Sara Sousa e Joana Freitas por me terem cedido o paciente para este estudo, sem o qual não era possível a realização deste trabalho final.

E finalmente, aos meus colegas e grandes amigos da Tuna de Medicina da Universidade de Coimbra, com quem partilhei 4 anos espectaculares. Se sou hoje a pessoa que sou, em muito lhes devo e deixo aqui um grande abraço a todos eles. “...agora que chega a hora, surge a memória do que vivi aqui, Coimbra ai quem me dera, parar o tempo, e ficar...”.  
Stick, Stick, Stick!

## Resumo

**Introdução:** Em Medicina Dentária, o Polyetheretherketone (PEEK) tem sido objecto de vários estudos para testar a sua aplicação em reabilitações protéticas removíveis ou fixas em pacientes desdentados parciais e totais. As principais razões que motivaram o seu uso clínico advêm das suas propriedades, que incluem biocompatibilidade, estabilidade química, resistência à radiação ionizante, baixo módulo de elasticidade e cor estética. Esta investigação tem por objectivo avaliar o polímero PEEK, quando utilizado para a confecção de próteses parciais removíveis, medindo os micromovimentos pelo método de correlação de imagem digital tridimensional (CID-3D), comparativamente com a tradicional prótese parcial removível em Cromo-Cobalto (Cr-Co).

**Materiais e Métodos:** Selecionou-se um paciente do sexo masculino, 58 anos de idade, com uma desdentação maxilar Classe II de Kennedy, na Área de Medicina Dentária, Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra. Após a execução de uma impressão maxilar, foi obtido um modelo de trabalho em gesso e posterior confecção de dois esqueletos para uma prótese parcial removível, um em Cr-Co e outro em PEEK, com a mesma geometria. Estes foram posteriormente sujeitos a ensaios mecânicos e efectuada a análise pelo método CID-3D.

**Resultados:** No que diz respeito ao movimento no eixo V (vertical) no conector menor da sela distal livre quando sujeita a uma carga entre 50-500 gramas, o esqueleto em PEEK revelou um movimento maior relativamente ao de Cr-Co. Quanto á deformação do conector maior no esqueleto de PEEK, verificou-se uma tendência para o deslocamento do conector no sentido negativo do eixo U (lado direito). Em contraste, no conector maior do esqueleto em Cr-Co, a deformação que ocorreu no eixo do U foi significativamente inferior. No que diz respeito ao eixo do W (antero-posterior), ocorreu uma deformação significativamente superior no esqueleto em PEEK no sentido negativo do respectivo eixo (sentido posterior).

**Conclusão:** A partir dos resultados obtidos, e embora resultantes de um estudo piloto concluímos que o esqueleto da PPR fabricados em PEEK, e resultantes da duplicação de um esqueleto em Cr-Co, ainda não é adequado para o uso clínico, uma vez que não demonstrou no nosso estudo a mesma rigidez e estabilidade.

**Palavras-chave:** Polyetheretherketone; Cromo-Cobalto; Prótese parcial removível; Deformações

## Abstract

**Introduction:** In Dental Medicine, Polyetheretherketone has been studied in the prospect of being used as a framework for various types of fixed or removable rehabilitation in edentulous patients. The main reasons that motivated its study/clinical use were: his biocompatibility, chemical stability, resistance to ionizing radiation, low elastic modulus and esthetics. The goal of this investigation is to evaluate PEEK polymer, when used as a Partial Removable Denture framework (PRDFR), by recording its micro movements under load through the 3D Digital Imaging Correlation Method, comparing it with the conventional PRDFR fabricated with Cobalt-Chrome (Co-Cr).

**Materials and Methods:** A male Caucasian patient, aged 58, and with a Kennedy Class II maxillary edentulism, from the Dentistry clinic, Faculty of Medicine, University of Coimbra, was selected. After obtaining a maxillary definitive impression, a stone master cast was made and sent to laboratory, to obtain two partial removable dentures frameworks (PRDFR), one made of Cobalt-Chrome and another in PEEK polymer. After both PRDFR were fabricated, the two were subjected to deformation and analysed using the 3D Digital Image Correlation method.

**Results:** Concerning vertical micromovements (V axis) on the distal saddle minor connector subjected to load, it was observed that the same were almost twice bigger in the PEEK PRDFR. In the major connector of the PEEK RPD, the deformation was also larger than the Cr-Co major connector, showing a tendency for displacement in the negative direction of the U axis (right side). While analyzing the W axis (anterior-posterior), we have also observed a significantly larger deformation in the PEEK major connector, in the direction of the axis towards the camera.

**Conclusion:** From the results obtained and although this was a pilot study we conclude that this PRDFR fabricated in PEEK polymer, resulting from the duplication of a Cobalt-Chrome framework, is not yet suitable for clinical use, as it didn't show in our study, the stiffness and stability required.

**Keywords:;** PEEK; Cobalt-Chrome; Partial Removable Denture; Polyetheretherketone; Strains

# Índice

---

|   |    |
|---|----|
| Agradecimentos .....  | 2  |
| Resumo .....  | 3  |
| Abstract .....  | 4  |
| Introdução .....  | 6  |
| Materiais e Métodos .....   | 10 |
| <i>Obtenção do modelo de trabalho</i> .....   | 10 |
| <i>Propriedades mecânicas dos materiais a serem testados</i> .....  | 12 |
| <i>Análise por Correlação de Imagem Digital 3D (CID-3D)</i> .....   | 13 |
| <i>Protocolo Experimental</i> .....   | 14 |
| <i>Ensaio 1 – análise comparativa do deslocamento da sela distal livre dos esqueletos em Cr-Co e PEEK, num teste de compressão em dois pontos</i> ..... | 18 |
| <i>Ensaio 2 - análise comparativa do deslocamento do conector maior dos esqueletos em Cr-Co e PEEK, num teste de flexão em 3 pontos</i> .....           | 19 |
| Resultados .....  | 21 |
| <i>Ensaio 1 – análise comparativa do deslocamento da sela distal livre dos esqueletos em Cr-Co e PEEK, num teste de compressão em dois pontos</i> ..... | 24 |
| <i>Ensaio 2 - análise comparativa do deslocamento do conector maior dos esqueletos em Cr-Co e PEEK, num teste de flexão em 3 pontos</i> .....           | 25 |
| Discussão .....   | 26 |
| Conclusão .....   | 36 |
| Referências .....   | 37 |
| Material Suplementar/Anexos .....   | 41 |
| Lista de Abreviaturas, Figuras e Tabelas .....  | 41 |

## Introdução

Na actualidade, verifica-se que está a ocorrer um declínio crescente de pacientes desdentados totais, contrastando com um aumento dos desdentados parciais (1). Numa percentagem relativamente elevada destes casos (73%) verifica-se a ausência de pré-molares e molares, pelo que se torna importante o estudo aprofundado das possibilidades terapêuticas (1).

Considera-se actualmente o material de eleição para a realização de esqueletos em próteses parciais removíveis (PPR's) a liga metálica de Cromo-Cobalto (2). O uso desta liga metálica pode ir desde a fabricação do esqueleto deste tipo de próteses, a coroas metalo-cerâmicas ou subestruturas de próteses suportadas por implantes.

Um dos principais factores para o sucesso da reabilitação com PPR's em Cromo-Cobalto (Cr-Co) está relacionado com a escolha do desenho do esqueleto (3,4). Estes desenhos apresentam especificidades relacionadas com o facto de serem utilizados na maxila ou na mandíbula e ainda com o número e posição dos dentes a substituir. Nos casos de suporte muco-dentário, o desenho do esqueleto assume ainda maior importância. Isto prende-se com as diferenças na resiliência entre o ligamento periodontal dos dentes pilares e os tecidos subjacentes às selas da Prótese Parcial Removível (PPR), levando à ocorrência de forças de rotação nocivas com fulcro na raiz dos dentes pilares (5). Estima-se que a diferença entre a resiliência do ligamento periodontal e da mucosa oral seja cerca de 13 vezes para uma PPR de extremo livre, resultando numa força em torque durante as forças compressivas, o que constitui um potencial factor destrutivo para os dentes pilares e tecidos circundantes (6).

A diminuição das forças nocivas e o deslocamento dos dentes pilares, quando submetidos a cargas oclusais, encontram-se directamente relacionados com a rigidez do conector maior. Conectores mais rígidos diminuem o deslocamento das PPR's (7). De acordo com a literatura, o conector maior maxilar que confere maior rigidez e suporte, independentemente da classificação das Classes de Kennedy, é a Banda Palatina Anteroposterior (5–10). Esta permite obter maior estabilidade em Classes III e IV de Kennedy quando comparada com Classes I e II (12). Porém a Banda Palatina Posterior com uma largura igual ou superior a 18 mm, apresenta uma rigidez semelhante à Banda Palatina Antero-posterior (11). Na utilização de conectores maiores, tanto maxilares como mandibulares, é possível reduzir as suas dimensões padrão de modo a respeitar os tecidos gengivais, bem como possibilitar um maior conforto ao paciente. Não obstante, deve ter-se

em consideração que a largura mínima para a Banda Palatina deve ser 8 mm, e que a Banda Ântero-posterior só permite uma redução a nível anterior de 6-8 mm e de 2,5-4 mm ao nível posterior (8).

No caso de reabilitações protéticas na mandíbula, a literatura actual indica a Placa Lingual como o conector maior mais rígido. No entanto, só deve ser utilizado quando os dentes anteriores necessitam de ferulização e quando a higiene oral não é uma contra-indicação (14). Nestes casos, a dupla barra de Kennedy poderá ser a escolha mais acertada, sendo desaconselhado o uso de Barra Lingual ou Sublingual (3,9,13,14).

Sempre que se opta por um conector maior menos rígido, seja ele maxilar ou mandibular, ocorre maior concentração de tensão na unidade-gancho e na base da prótese removível. Este fenómeno traduz-se em consequências ao nível do periodonto, bem como uma maior reabsorção das cristas residuais, levando à desadaptação da PPR, maior desconforto para o paciente, perda de retenção, de estabilidade e de suporte (4,11). Também ganchos de Cr-Co quando são demasiado flexíveis, não conferem uma retenção adequada à prótese (15,16). A este propósito, tem de ter-se sempre presente que as forças oclusais exercidas sobre qualquer PPR são transmitidas aos dentes pilares e á mucosa através dos apoios oclusais, unidades-gancho, conectores menores e maior, e base da prótese (3,12).

Independentemente do desenho da PPR, irá sempre ocorrer carga sobre a mucosa, observando-se o máximo de compressão sobre os tecidos na área imediatamente subjacente à zona de aplicação da força oclusal. As consequências das forças compressivas sobre os tecidos de suporte são variáveis de acordo com a espessura da mucosa, bem como do seu módulo de elasticidade (17). A minimização e dissipação destas forças são de elevada importância para a manutenção do rebordo residual. Suenaga *et al.* (18) referem um aumento da reabsorção óssea nas cristas residuais no seguimento das primeiras seis semanas de colocação de próteses parciais removíveis, sem que ocorram alterações clínicas detectáveis e relevantes.

Das inúmeras vantagens da PPR em Cr-Co, comparativamente a próteses convencionais em resina acrílica, quer ao nível da rigidez, durabilidade, ou menor retenção de placa bacteriana, bem como resistência à corrosão quando em contacto com fluidos da cavidade oral (19), apresentam ainda algumas desvantagens. Destas destacam-se o compromisso estético, principalmente se os ganchos se localizarem na região anterior e as

microporosidades na sequência da sua fabricação. Mais recentemente, surgiram duas técnicas promissoras para a eliminação deste último problema nestas ligas: utilização de Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing (CAD/CAM) e Selective Laser Melting (SLM) (2). Surgiram também novas técnicas que permitiram uma melhoria nas características das ligas metálicas utilizadas para confecção de PPR's, bem como a possibilidade de substituição de metais com potencial alergénico, como o Níquel, por Titânio, com vantagens ao nível da resistência à corrosão e do peso da estrutura.

A colocação de uma PPR envolve sempre algum grau de alteração das condições ambientais da cavidade oral, com ênfase no aumento da concentração de *Candida Albicans* e maior tendência para a formação de placa bacteriana nos dentes em contacto com a prótese. Com efeito, o facto de os pacientes terem uma higiene pouco satisfatória está associado a uma maior colonização por *Candida Albicans* (3,20). Uma revisão de Preshaw *et al.* (21) constatou que só 36% dos pacientes possuíam PPR's livres de placa bacteriana, com 36% a apresentar cálculos na superfície interna da base de resina acrílica, e 14% dos pacientes com cálculos nas superfícies metálicas. Estes autores concluíram que, as PPR's provocam uma maior predisposição para a acumulação de placa bacteriana. Verifica-se ainda uma estreita relação entre o uso de PPR e a maior incidência de gengivite, hemorragia à sondagem, cáries radiculares e doença periodontal (4,21). O uso de PPR's também aparece associado ao aumento da mobilidade dentária nos dentes pilares, que se crê que esteja relacionada com adaptações não patológicas na ausência de inflamação (4).

No sentido de ultrapassar as limitações das ligas metálicas de Cr-Co e também as desvantagens das resinas acrílicas, surge o Polyetheretherketone (PEEK). Em Medicina, a sua utilização está descrita para diferentes fins, entre os quais para elementos protéticos de cirurgia ortopédica e neurocirurgia (22), e mesmo instrumentos médicos não cirúrgicos, devido à sua baixa adsorção de proteínas oriundas do meio biológico (23). Nos últimos anos as aplicações para a área médica e médico-dentária têm sofrido expansão, tendo-lhe sido atribuído, por exemplo, resultados superiores em relação ao titânio na área da ortopedia (22,24).

Em Medicina Dentária, os polímeros de alto desempenho, como o PEEK, têm grande potencial, podendo ainda ser reforçados com partículas de cerâmica ou outras, levando à optimização das propriedades mecânicas, sendo que na área específica da Prótese Fixa e Removível também já é utilizado para fabrico de pilares e corpo de implantes (25,26), prótese parcial fixa (27–31) e PPR's (32,33).

Diversos autores descreveram o uso clínico de PPR's fabricadas em PEEK (34,33,35), justificando o seu uso com o facto de: ser um material biocompatível, passível de ser usado em pacientes com alergias a ligas metálicas, por ser mais estético, por ter menor peso, possuir flexibilidade semelhante ao osso, boa resistência ao desgaste (o que possibilita uma alternativa, por exemplo, em paciente bruxómanos), ter a capacidade de se realizar um bom polimento, possuir baixa afinidade pela placa bacteriana. Outra utilização descrita para PPR em PEEK trata-se do seu uso em pacientes que necessitem de obturação do palato. Nestas situações Costa-Palau *et al.* (35) afirma obter-se um maior conforto devido ao seu menor peso e maior ajuste.

No entanto, apesar das características conhecidas do PEEK como um biomaterial avançado e dos progressos no seu processamento, não existe literatura suficiente que sustente a recomendação do seu uso para esqueletos de PPR's (31,33), em detrimento do Cr-Co.

Assim, esta investigação tem por objectivo avaliar o polímero PEEK, quando utilizado para a confecção para o esqueleto de PPR's, pelo método de correlação de imagem digital tridimensional (CID-3D) em comparação com a convencional PPR em Cr-Co.

## **Materiais e Métodos**

Neste estudo a variável a ser analisada foi o material do esqueleto da prótese removível confeccionada em PEEK, comparativamente com o Cr-Co.

### ***Obtenção do modelo de trabalho***

Seleccionou-se um paciente na Unidade de Clínica Integrada – Prostodontia Removível da Faculdade de Medicina da Universidade de Coimbra, do sexo masculino, caucasiano, com 58 anos de idade, com uma desdentação maxilar Classe II de Kennedy sem áreas de modificação.

Todos os procedimentos clínicos habituais que levam à reabilitação protética com PPR foram realizados desde a obtenção do modelo de estudo até à confecção de um esqueleto em Cr-Co. A impressão definitiva maxilar foi efectuada com recurso a um hidrocolóide irreversível (Orthoprint®, Zhermack®, Italy), respeitando os tempos de trabalho recomendados pelo fabricante. A obtenção do modelo de trabalho foi processada em gesso (Kerr Dental Hydrocal®, ISO Type III, Salerno, Italy).

Para o ensaio experimental foi pedido ao Laboratório Técnico-Dentário, Lda. (Quinta do Fetal, Santa Clara, Coimbra) foram executados dois esqueletos (ver Figura 1):

- Esqueleto A - em Cr-Co, realizado pelo processo laboratorial convencional de liga fundida; e
- Esqueleto B - em PEEK, fabricado pelo método de injeção, com a mesma geometria do anterior.

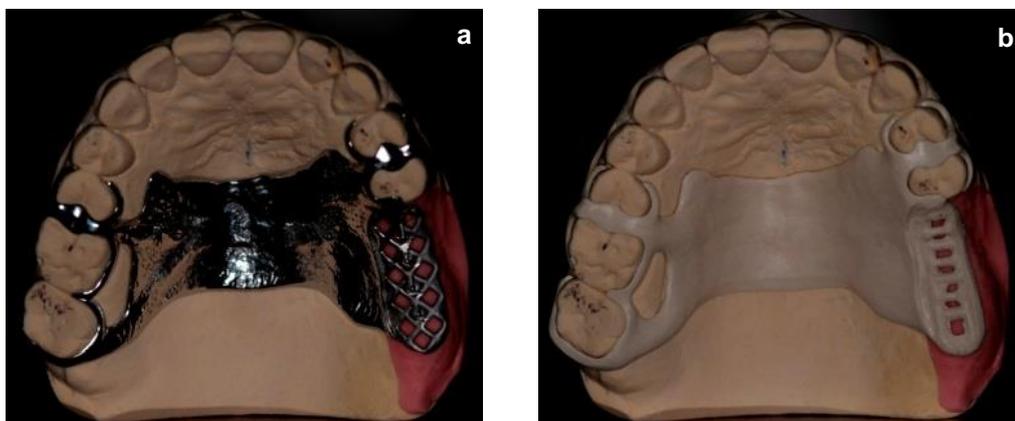


Figura 1. a) Esqueleto A em Cr-Co; b) Esqueleto B em PEEK.

O desenho do esqueleto envolveu os seguintes elementos:

- Conector maior - Banda Palatina Única com 18 mm de largura ântero-posterior;
- Unidades-gancho - um gancho circunferencial de Ackers no dente 17; duplo gancho de Bonwill nos dentes 15 e 16, e dentes 24 e 25.

No modelo de trabalho, depois de confeccionados os esqueletos, o gesso na zona da sela distal livre foi substituído por silicone laboratorial do tipo rígido (Gengifast Rigid, Zhermack®, Italy), como se pode observar na Figura 2.



Figura 2 – Modelo de estudo com a sela distal livre substituída por silicone laboratorial do tipo rígido (Gengifast Rigid, Zhermack®, Italy) Vista lateral; b) Pormenor da Vista oclusal.

### *Propriedades mecânicas dos materiais a serem testados*

As propriedades mecânicas dos materiais de ensaio estão representadas nas tabelas I e II para o Cr-Co e para o PEEK, respectivamente.

Tabela II - Propriedades físico-mecânicas do Cr-Co

| Cr-Co (2)   |
|---|
| <ul style="list-style-type: none"><li>• Dureza de Vickers: 340-410</li><li>• Expansão Linear: 4-13%</li><li>• Módulo de Elasticidade: 200-220 GPa</li><li>• Resistência à Tensão: 900-1000 MPa</li><li>• Resistência à Tracção: 600-700 MPa</li></ul> |

Tabela II - Propriedades físico-mecânicas do PEEK

| PEEK (23,24)   |
|--|
| <ul style="list-style-type: none"><li>• Absorção de água: 0,5%, a 23°C, num período de 24 horas</li><li>• Condutividade térmica: 0,25 W/m/°C a 260°C</li><li>• Densidade: 1,32 g/cm<sup>3</sup> (Estado Cristalino) e 1,26 g/cm<sup>3</sup> (Estado Amorfo)</li><li>• Limite de Elasticidade: 5%</li><li>• Módulo de Deflecção: 4-4,1 GPa (23°C-120°C) e 0,3 GPa (250°C)</li><li>• Módulo de Elasticidade: 3,6 GPa</li><li>• Módulo de Rigidez: 1,3 GPa, a 23°C</li><li>• Resistência à Flexão: 170 MPa (23°C), 100 MPa (120°C) e 13 MPa (250°C)</li><li>• Resistência à Tracção: 90-100 MPa</li><li>• Resistência Transversal: 53 MPa, a 23°C</li><li>• Resistente a Raios Gama &gt; 109 rads</li><li>• Temperatura de Fusão: 334°C</li></ul> |

## **Análise por Correlação de Imagem Digital 3D (CID-3D)**

Para a análise deste estudo foi utilizado o método de CID-3D (Correlated Solutions®, Columbia, USA). Este é usado frequentemente para análise de forma, deformação ou de movimento de uma dada estrutura em várias pesquisas científicas (36), sendo que em Medicina Dentária é utilizado para análise de diferentes condições, desde a biomecânica de próteses suportadas por implantes até ao estudo da contracção de polimerização de resinas compostas (1).

Este sistema consiste num método óptico, que permite determinar o contorno tridimensional da superfície do objecto e seguir o campo de micromovimentos dessa superfície numa sequência de imagens (24). Para isso usa duas câmaras fotográficas de elevada velocidade, sincronizadas e pré-calibradas, que registam múltiplas imagens durante o ensaio, com recurso ao *software* Vic-Snap 2010 (Correlated Solutions®, Columbia, USA). Posteriormente, com o *software* de análise de imagem Vic-3D 2012 (Correlated Solutions®, Columbia, USA) é possível mapear o campo tridimensional de micromovimentos de uma amostra sujeita a uma transformação mecânica (37).

A técnica de CID-3D depende de um padrão contrastante sobre a superfície do objecto a testar. Este padrão pode existir naturalmente, ser pintado, ou até mesmo ser projectado na superfície do objecto (37). Este padrão deve ser aleatório, isotrópico e ter alto contraste (24).

Para conseguir determinar a deformação tridimensional do objecto sujeito a teste, o sistema carece de ser calibrado. A calibração serve para estabelecer os conjuntos de parâmetros necessários para cada câmara especificamente e para definir a relação entre as duas câmaras no sistema estéreo. Estes parâmetros permitem a determinação do modelo matemático que possibilita a correlação de imagem do padrão heterogéneo e aleatório. A calibração sofre modificação se for alterada a focagem ou a abertura da lente, ou se as câmaras forem movidas, inclinadas ou rodadas (37). A optimização destes parâmetros permite minimizar o erro de projecção. Além disso, em casos de ensaios com períodos temporais curtos, é indispensável deixar as câmaras em equilíbrio térmico com a sala onde se efectuou o ensaio laboratorial. Este método simples, mas eficaz, permite uma minimização da ocorrência de erros associado à alteração dos componentes da câmara com a variação da temperatura (36).

Uma vez iniciado o *software* Vic-3D 2012 e efectuada a calibração respeitante às imagens a analisar é possível proceder à análise dos dados. Para tal, seleccionam-se as imagens de teste e um ponto inicial de interesse que tem de obter, obrigatoriamente, 100% de correlação em todas as imagens seleccionadas de qualquer ensaio para qualquer uma das câmaras. Define-se depois a área de interesse para ser analisada, de modo a iniciar a correlação. Concluída a análise, observa-se então o campo de deslocamentos em 3D, isto é, nas 3 direcções do espaço: V (segundo o eixo vertical); U (segundo o eixo horizontal); e W (correspondendo ao afastamento e aproximação)

## ***Protocolo Experimental***

Neste estudo foram realizados 2 ensaios experimentais distintos:

- Ensaio 1 – análise comparativa do deslocamento da sela distal livre dos esqueletos em Cr-Co e PEEK, num teste de compressão em dois pontos; e
- Ensaio 2 - análise comparativa do deslocamento do conector maior dos esqueletos da mesma PPR, em Cr-Co e PEEK, num teste de flexão em 3 pontos.

Equipamentos e Materiais utilizados:

1. Sistema de CID-3D (Correlated Solutions®, Columbia, USA)
2. Aerógrafo – Airbrush Evolution Siverline solo (Harder & Steenback, Norderstedt, Germany)
3. Dinamómetro ortodôntico (Teclock®, Japan)
4. Fio Ortodôntico 0,30mm/0.012” (Dentaurum®, Ispringen, Germany)
5. Suporte em T em aço-inox

## 1. Preparação dos espécimes experimentais:

1.1 Foi efectuada a preparação do padrão por pulverização de tinta, no conector maior de cada esqueleto com tinta de cor preta aplicada manualmente com um aerógrafo Airbrush Pro-Color (Harder & Steenbeck, D22851, Norderstedt, Germany) (Figura 4). No caso do esqueleto em Cr-Co, foi previamente preparado com aplicação manual de uma base de tinta branca opaca para permitir uma optimização da leitura pelo *software* (diminuindo o brilho da imagem).



Figura 3 – a) Pulverização da tinta preta no esqueleto em Cr-Co e em b) em PEEK; c) Pormenor do padrão de manchas obtido no esqueleto em Cr-Co e d) em PEEK.

1.2 Foram posteriormente aplicados blocos de acrílico (SR Ivolen®, Ivoclar®, Liechtenstein) na sela distal livre de cada um dos esqueletos, em Cr-Co e PEEK, simulando a colocação de dentes na zona edêntula (Figura 5).

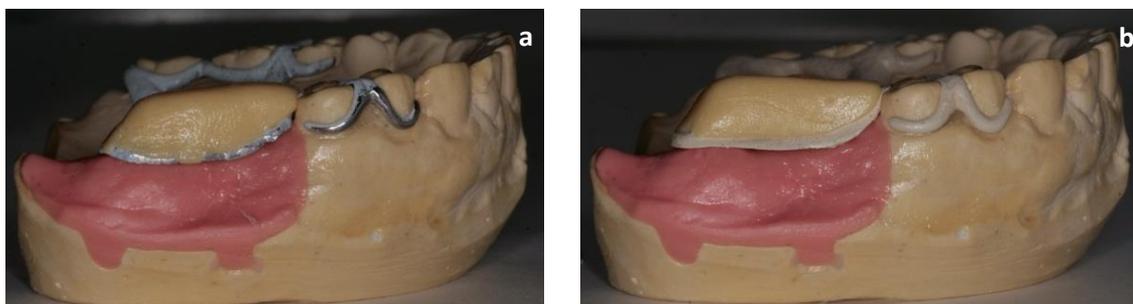


Figura 4 – a) Bloco de acrílico no esqueleto em Cr-Co e b) em PEEK.

Na face vestibular destes blocos de acrílico procedeu-se à aplicação de um padrão de manchas como descrito na alínea 1.1. Na face oclusal dos mesmos efectuou-se a marcação de 2 pontos, assinalados a 15 mm (Ponto 1) e 23 mm (Ponto 2) da fosseta mesial do 1º Pré-molar (dente 24), correspondentes aos locais para aplicação da força compressiva (ver Figura 6). A localização destes pontos corresponde, aproximadamente, ao ponto de contacto entre as cúspides palatinas dos dentes maxilares com as cúspides vestibulares dos dentes antagonistas. A marcação destes locais foi assinalada utilizando-se um compasso de pontas de secas e papel de oclusão de 300µm (Proclinic®, Proclinic S.A., Barcelona, Spain).

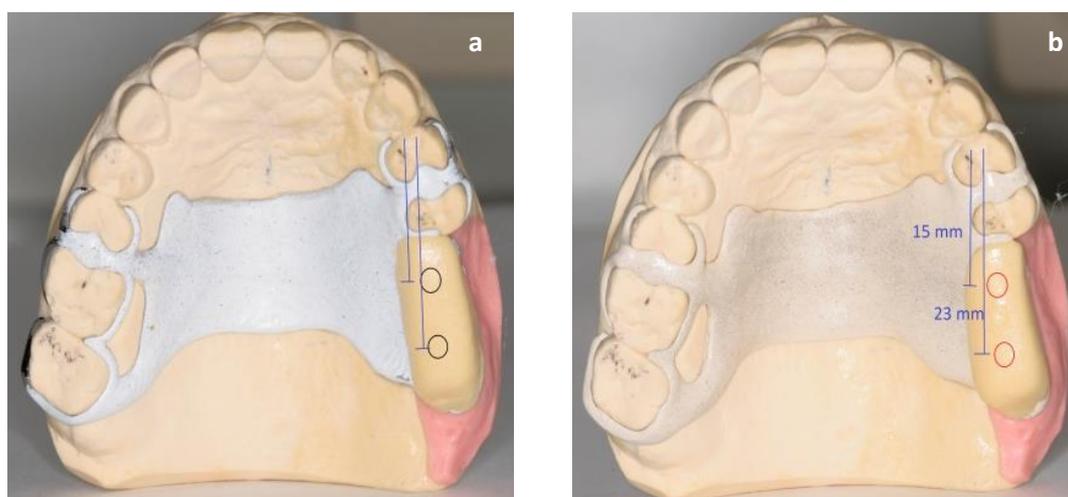


Figura 5 – a) Locais de aplicação da força vertical a 15 mm e 23 mm da fosseta mesial do 1º Pré-Molar (dente 24), no esqueleto em Cr-Co e b) em PEEK.

2. **Montagem do Equipamento de CID-3D:** A montagem das câmaras estereoscópicas nos 2 ensaios seguiu as indicações do fabricante (Correlated Solutions®, Columbia, USA). Assim, instalou-se um tripé ao qual se fixaram as duas câmaras fotográficas (Stingray F504B ASG, Allied Vision Technologies), com as objectivas LENS 75mm e com tubos de extensão de 5 mm, com uma abertura do diafragma padronizada em 11, e com uma angulação entre si de, aproximadamente, 45°. Foi ligada uma fonte de iluminação na bancada de ensaios direccionando-a para o modelo teste, tendo o cuidado de ajustar a sua potência de modo a possibilitar a leitura adequada por parte das câmaras (imagens excessivamente brilhantes impossibilitam a correlação de imagem). Em seguida iniciou-se o *software* Vic-Snap 2010 para a obtenção de imagens em tempo real de ambas as câmaras, ajustando-se a focagem (imagens com áreas desfocadas também impossibilitam a correlação de imagem).
3. **Calibração Sincronizada do Sistema:** Seleccionou-se o alvo de calibração utilizando as grelhas fornecidas pelo fabricante. Assim, recorreu-se à grelha A do alvo 4-em-1 (P/N AIG 045466) com as especificações 14,929 mm de tamanho e 1,780 mm de distância entre pontos (com uma tolerância de  $\pm 0,002$  mm). A calibração foi feita com a tomada de diferentes imagens reproduzindo múltiplas rotações em torno dos três eixos do espaço. Obteve-se um *score* de 0.233 (Figura 7).

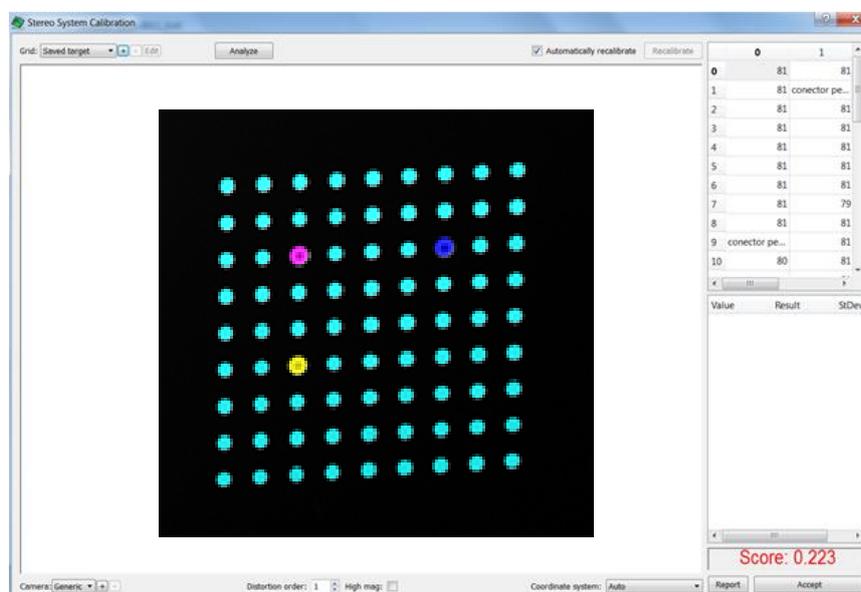


Figura 6 – Imagem do resultado da calibração efectuada no Vic-3D 2012 (Correlated Solutions®, Columbia, USA).

### *Ensaio 1 – análise comparativa do deslocamento da sela distal livre dos esqueletos em Cr-Co e PEEK, num teste de compressão em dois pontos*

Objectivo: análise do deslocamento de cada esqueleto, pelo método CID 3D, quando sujeito a uma força manual, vertical, composta e constante, entre 50 gF (0,5N) e 500 gF (5N), em dois pontos. O protocolo utilizado foi o seguinte:

- **Esqueleto em Cr-Co:**

No Ponto 1 foi aplicada uma força compressiva, vertical, progressiva e contínua, com recurso a um dinamómetro ortodôntico (Teclock®, Japan). A imagem de referência foi captada sem qualquer aplicação de carga, e as seguintes em incrementos de 50 gramas, até ao máximo de 500 gramas.

Findo o ensaio, repetiu-se o procedimento para o Ponto 2.

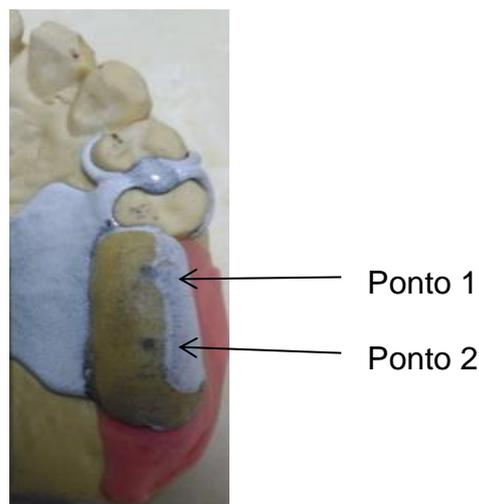


Figura 7 – Modelo experimental do esqueleto em Cr-Co, exemplificando os pontos de aplicação de carga.

- **Esqueleto em PEEK:**

Realizou-se o mesmo ensaio experimental descrito para o esqueleto em Cr-Co.

## *Ensaio 2 - análise comparativa do deslocamento do conector maior dos esqueletos em Cr-Co e PEEK, num teste de flexão em 3 pontos.*

Objectivo: análise do deslocamento de cada esqueleto, pelo método CID 3D, quando sujeito a uma força manual, vertical, composta e constante, entre 50 gF (0,5N) e 500 gF (5N), num ensaio de flexão em três pontos. O protocolo utilizado foi o seguinte:

- **Esqueleto em Cr-Co:**

O esqueleto foi fixado a um suporte “em T” de aço inoxidável com recurso a fio de aço ortodôntico de 0.30 mm (Dentaurum®, Ispringen, Germany), atravessando o conector maior e cruzando-o na linha média, conforme exemplifica a Figura 9.

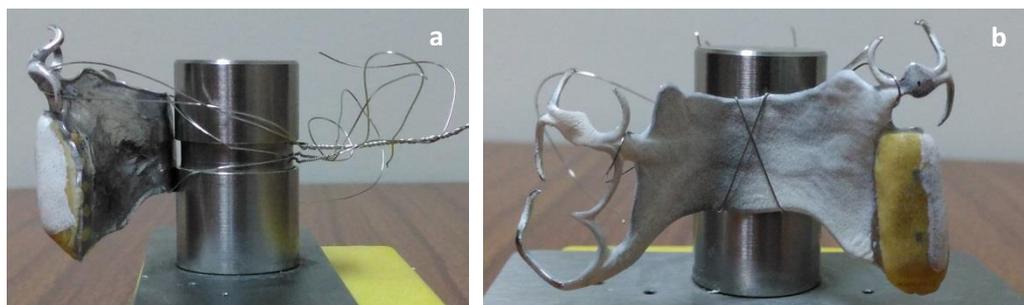


Figura 8 – Montagem do esqueleto em Cr-Co no suporte “em T”, a) vista frontal; b) vista lateral.

Foi aplicado um outro fio, preso às unidades-gancho em 2 pontos: na união dos apoios oclusais dos ganchos duplos com os braços palatinos das unidades-gancho, no 1º e 2º quadrantes (ver Figura 10). Este fio foi executado de modo a abraçar o suporte “em T”, apresentando na região posterior uma ansa para aplicação da força de tracção. Nesta ansa, foi aplicada uma força de tracção, horizontal, progressiva e contínua, com recurso a um dinamómetro ortodôntico (Teclock®, Japan). A imagem de referência foi captada sem qualquer aplicação de carga, e as seguintes em incrementos de 50 gramas, até ao máximo de 500 gramas.

- Esqueleto em PEEK:  
Realizou-se o mesmo ensaio experimental que no esqueleto de Cr-Co

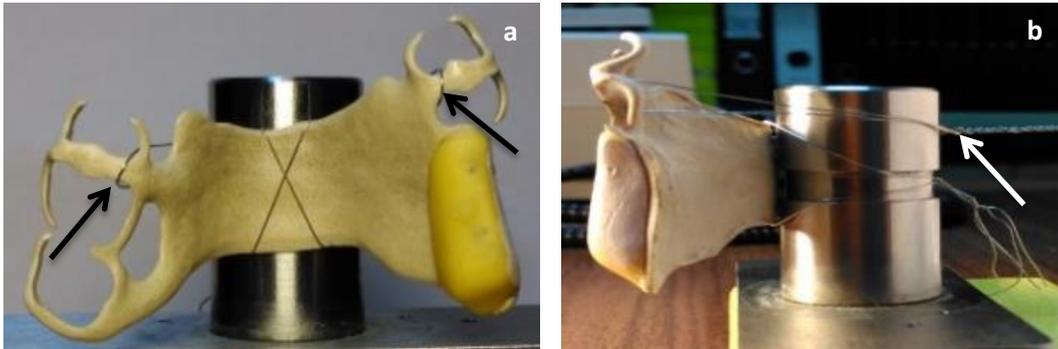


Figura 9 – Montagem do esqueleto em PEEK no suporte “em T”, a) na vista frontal pode observar-se os locais da fixação do esqueleto com o fio de aço, indicados pelas setas a negro; e b) vista lateral onde se visualiza a ansa para aplicação da força de tracção, assinalada pela seta a branco.

4. **Análise:** As fotografias de todos os ensaios foram analisadas com o *software* Vic-3D (2012), obtendo-se o campo de deslocamentos da superfície dos materiais a testar, esqueleto de Cr-Co e PEEK.

## Resultados

### *Ensaio 1 – análise comparativa do deslocamento da sela distal livre dos esqueletos em Cr-Co e PEEK, num teste de compressão em dois pontos*

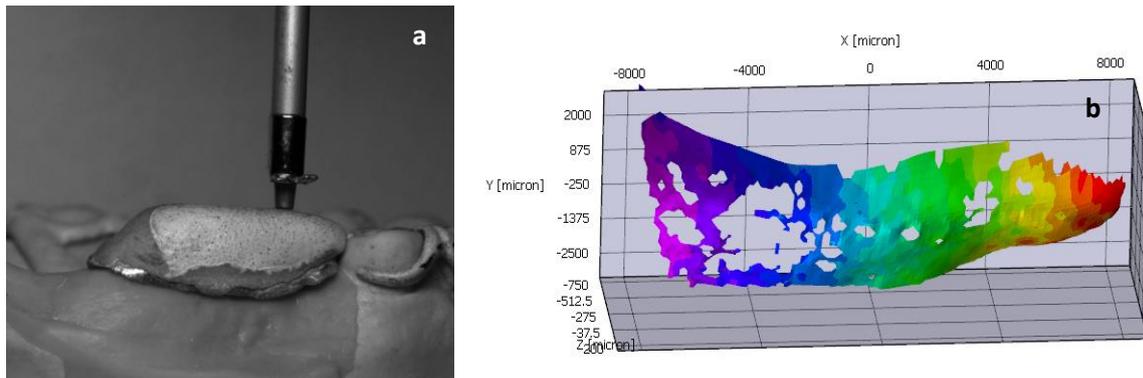


Figura 10 – a) Fotografia 3D obtida por CID-3D do Ensaio 1 com aplicação de carga no Ponto 1; b) Micromovimentos na direcção V (eixo vertical) da sela distal livre do esqueleto em Cr-Co para a aplicação de 500g (valor máximo de carga aplicada) no Ponto 1 (ponto mais mesial)

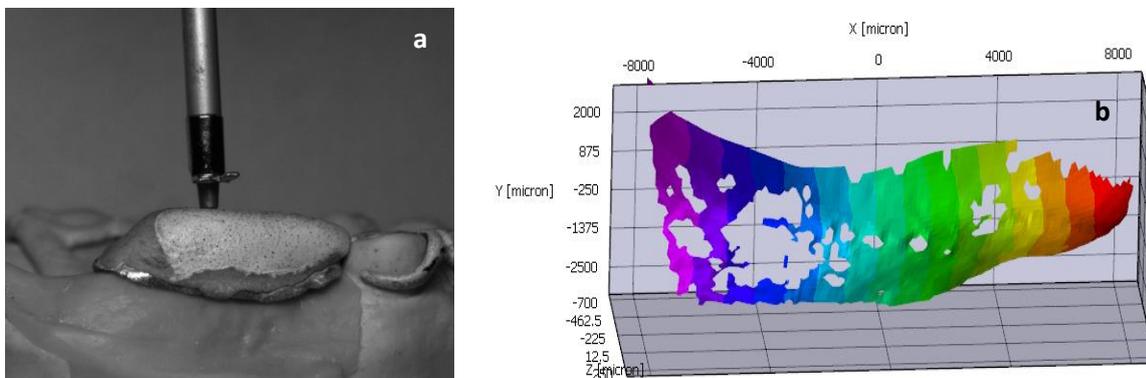


Figura 11 - a) Fotografia 3D obtida por CID-3D do Ensaio 1 com aplicação de carga no Ponto 1; b) Micromovimentos na direcção V (eixo vertical) da sela distal livre do esqueleto em Cr-Co para a aplicação de 500g (valor máximo de carga aplicada) no Ponto 2 (ponto mais distal).

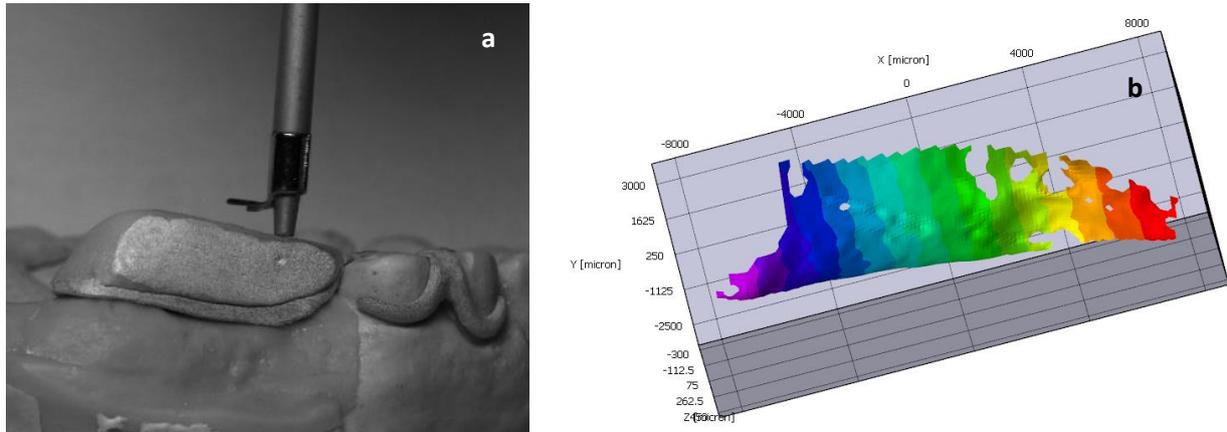


Figura 12 – a) Fotografia 3D obtida por CID-3D do Ensaio 1 com aplicação de carga no Ponto 1; b) Micromovimentos na direcção V (eixo vertical) da sela distal livre do esqueleto em PEEK para a aplicação de 500g (valor máximo de carga aplicada) no Ponto 1 (ponto mais mesial).

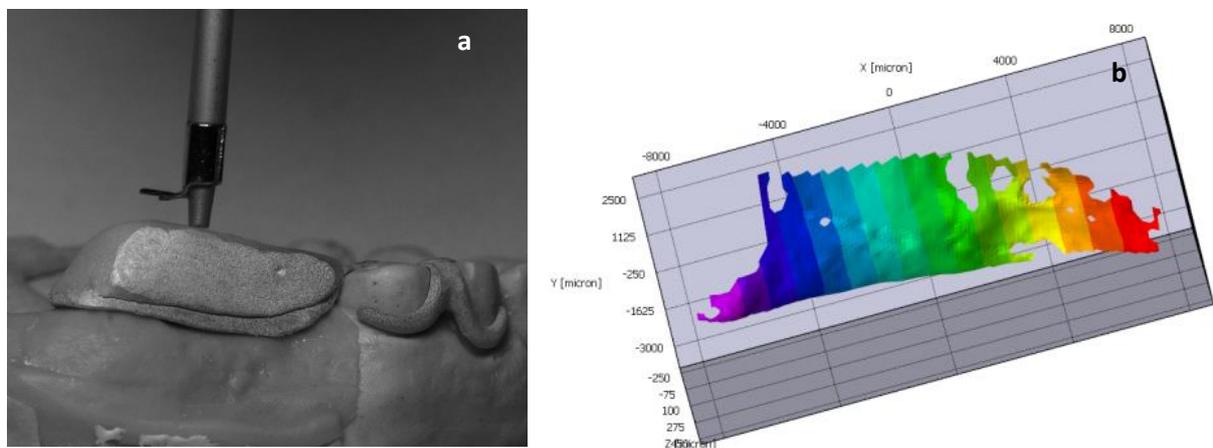


Figura 13 – a) Fotografia 3D obtida por CID-3D do Ensaio 1 com aplicação de carga no Ponto 1; b) Micromovimentos na direcção V (eixo vertical) da sela distal livre do esqueleto em PEEK para a aplicação de 500g (valor máximo de carga aplicada) no Ponto 2 (ponto mais distal).

**Ensaio 2 - análise comparativa do deslocamento do conector maior dos esqueletos em Cr-Co e PEEK, num teste de flexão em 3 pontos.**

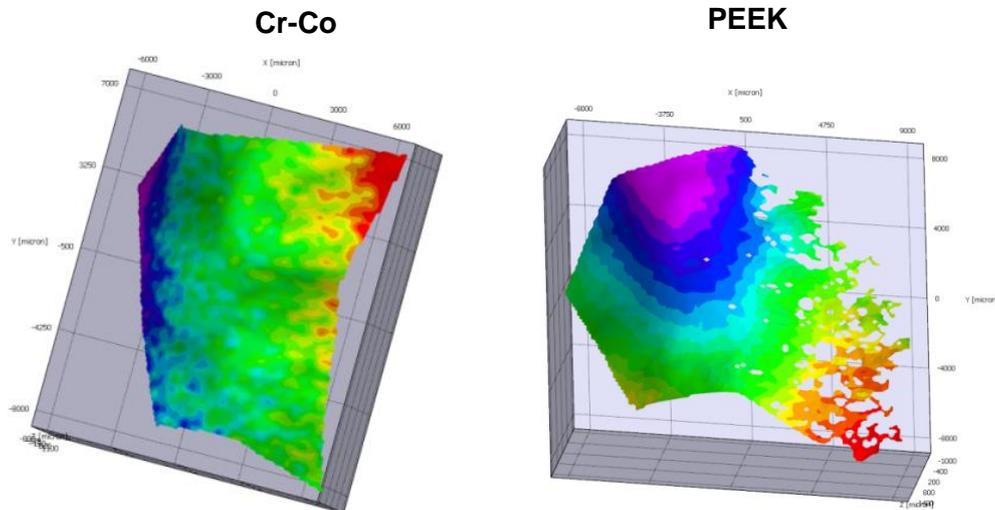


Figura 14 – a) Micromovimentos na direcção U (vestíbulo-palatino) do conector maior do esqueleto em Cr-Co; e b) em PEEK, para a aplicação de 500g (valor máximo de força aplicada) em tracção das unidades-gancho e PEEK.

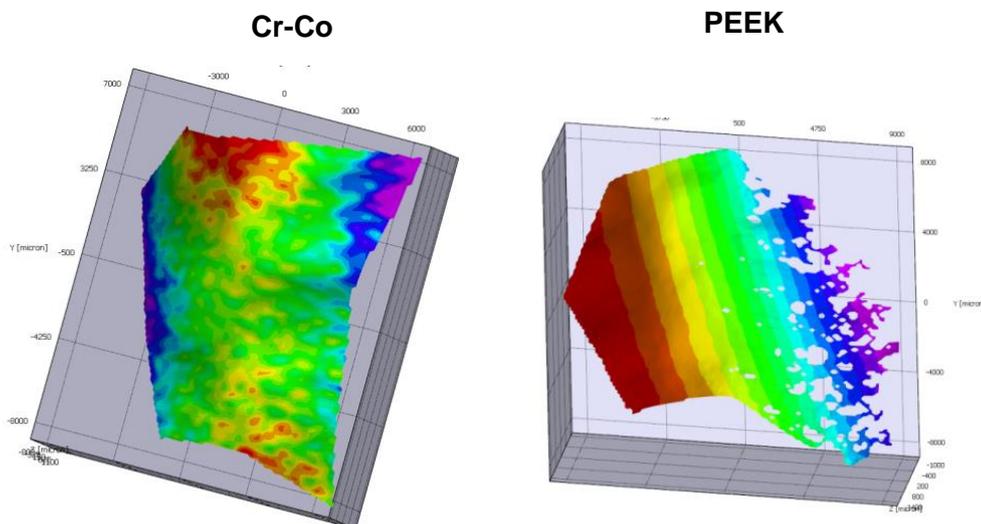


Figura 15 – a) Micromovimentos na direcção W (aproximação/afastamento) do conector maior do esqueleto em Cr-Co e b) em PEEK, para a aplicação de 500g (valor máximo de carga aplicada) em tracção das unidades gancho.

*Ensaio 1 – análise comparativa do deslocamento da sela distal livre dos esqueletos em Cr-Co e PEEK, num teste de compressão em dois pontos*

Tabela III – Micromovimentos do esqueleto em Cr-Co na direcção V (vertical), segundo o local (Ponto 1 e 2) e intensidade da aplicação de carga (0-500g)

| Carga (g) | Deslocamentos na direcção V do Esqueleto Cr-Co ( $\mu\text{m}$ ) |        |         |        |
|-----------|--|--------|---------|--------|
|           | Ponto 1  |        | Ponto 2 |        |
|           | Máximo   | Mínimo | Máximo  | Mínimo |
| 50        | -41,6  | -24,4  | -61,2   | -35,2  |
| 100       | -52,9  | -35,2  | -76,6   | -43,2  |
| 150       | -80,4  | -67,3  | -127    | -73,3  |
| 200       | -86,7  | -72,6  | -159    | -91,5  |
| 250       | -104,2   | -87,7  | -174    | -102,5 |
| 300       | -137,3   | -126,6 | -197,5  | -121   |
| 350       | -171,6   | 160,3  | -233,5  | -144,5 |
| 400       | -194,1   | -184,3 | -268    | -170   |
| 450       | -215,5   | -205,5 | -294    | -190,5 |
| 500       | -251,5   | -233   | -327    | -214,5 |

Tabela IV – Micromovimentos do esqueleto em PEEK na direcção V (vertical), segundo o local (Ponto 1 e 2) e intensidade da aplicação de carga (0-500g)

| Carga (g) | Deslocamentos na direcção V do Esqueleto PEEK ( $\mu\text{m}$ ) |        |         |        |
|-----------|---|--------|---------|--------|
|           | Ponto 1   |        | Ponto 2 |        |
|           | Máximo  | Mínimo | Máximo  | Mínimo |
| 50        | -90,6   | -53,6  | -167,5  | -89    |
| 100       | -141  | -85,5  | -225,5  | -121   |
| 150       | -209,5  | -131   | -327    | -176   |
| 200       | -259  | -165   | -385    | -210   |
| 250       | -286  | -184   | -427    | -235   |
| 300       | -382  | -248   | -468    | -260   |
| 350       | -427  | -278   | -517    | -288   |
| 400       | -452  | -296   | -549    | -306   |
| 450       | -463  | -302   | -553    | -308   |
| 500       | -483  | -313   | -562    | -312   |

*Ensaio 2 - análise comparativa do deslocamento do conector maior dos esqueletos em Cr-Co e PEEK, num teste de flexão em 3 pontos*

Tabela V –Valores dos micromovimentos para cada esqueleto, Cr-Co e PEEK, nas direcções W (aproximação/afastamento) e U (vestíbulo-palatino)

| Esqueleto | Cr-Co        |       |             |       | PEEK         |       |              |        |
|-----------|--------------|-------|-------------|-------|--------------|-------|--------------|--------|
|           | W máx        | W mín | U máx       | U mín | W máx        | W mín | U máx        | U mín  |
| Carga (g) |              |       |             |       |              |       |              |        |
| 0         | 0            | 0     | 0           | 0     | 0            | 0     | 0            | 0      |
| 50        | 3,25         | -3,3  | 1,56        | -1,46 | -21,5        | -128  | -24,8        | -7,3   |
| 100       | 3,3          | -3,75 | 1,78        | -1,58 | -34          | -192  | -30,7        | -6,7   |
| 150       | 3,6          | -4,3  | 2,24        | -1,94 | -62          | -376  | -71,2        | -24,2  |
| 200       | 3,9          | -5,5  | 2,65        | -2,4  | -54          | -280  | -49          | -14,8  |
| 250       | 4,95         | -6,05 | 3,4         | -3,15 | -68          | -422  | -93,5        | -41    |
| 300       | 5,3          | -6,85 | 3,65        | -3,7  | -90          | -615  | -144         | -66,5  |
| 350       | 6,2          | -8,3  | 4,3         | -4,35 | -100         | -730  | -191,5       | -108,5 |
| 400       | 7,3          | -9,6  | 5,2         | -5,15 | -105         | -660  | -187,5       | -105   |
| 450       | 7            | -9,5  | 4,55        | -4,9  | -125         | -750  | -214,5       | -112   |
| 500       | 8,1          | -10,9 | 5,7         | -6    | -130         | -820  | -235         | -121,5 |
| Média     | -0,688636364 |       | 0,018181818 |       | -261,9318182 |       | -84,05454545 |        |

## Discussão

À data actual, existe apenas uma referência na literatura comparando o uso de Cr-Co e PEEK em esqueletos de PPR's (34), porém neste estudo não são analisadas nem comparadas as propriedades físico-mecânicas destes materiais. Assim, justifica-se a realização de um estudo piloto com vista à análise e comparação destes dois materiais em estruturas esqueléticas de PPR's.

A reabilitação com PPR's tem sido considerada uma solução terapêutica conservadora e adequada para a reabilitação de espaços desdentados (3). O sucesso deste tipo de reabilitações há muito que tem sido avaliado na literatura, porém esta é escassa no que diz respeito ao sucesso a longo prazo.

A liga metálica de Cr-Co continua a ser actualmente o material de eleição para a confecção de esqueletos de PPR's (2). A razão pelo qual é um material tão utilizado deve-se ao seu relativo baixo custo, biocompatibilidade, bem como às suas propriedades mecânicas e físicas, tendo características preditivas que se encontram bem documentadas (2,34).

A literatura é unânime na importância dada à rigidez do conector maior de uma PPR. Esta encontra-se directamente relacionada com o facto de conectores mais rígidos diminuírem o deslocamento da PPR e assim a diminuição de forças nocivas sobre os dentes pilares, quando submetidos a carga oclusal (7). Estas traduzem-se em consequências nefastas ao nível do periodonto, levando a uma maior reabsorção das cristas residuais e, conseqüentemente, a uma desadaptação da PPR, com maior desconforto do paciente, perda de retenção, perda de estabilidade e de suporte (4,11).

Apesar do Cr-Co ser o *gold-standard*, no que diz respeito ao material para confecção de PPR's, o mesmo apresenta algumas limitações: problemas estéticos, principalmente se os ganchos se localizarem na zona anterior, desconforto sentido pelos pacientes, efeitos deletérios sobre os dentes pilares, fractura dos ganchos, apesar dos ganchos em Cr-Co apresentarem maior resistência à fadiga quando comparados com ganchos em Ouro (Au) ou Titânio (Ti) (15), e formação de microporosidades na sequência da sua fabricação devido à contracção do material.

No sentido de contornar estas limitações descritas, tem sido proposto o uso do polímero PEEK. No entanto, não existe literatura que descreva as suas propriedades físico-mecânicas quando utilizado para confecção de esqueletos para PPR's. Assim, o nosso

estudo tem como objectivo a comparação das propriedades físicas entre a liga de Cr-Co e o polímero PEEK.

Este polímero possui uma elevada rigidez e no seu estado puro retém a estabilidade de forma até aos 152°C. No entanto, se for reforçado por fibra, essa temperatura sobe até aos 315°C. Devido à estabilidade da sua estrutura química, o PEEK é altamente resistente à água, a vapor de alta pressão e a radiação ionizante, tendo uma temperatura de transição vítrea (143°C), e um elevado ponto de fusão (334°C). Isto traduz-se na possibilidade de se efectuarem diversos métodos de esterilização sem afectar a pureza inerente ao material (23,24). Em função destas características passou então a ser uma alternativa aos materiais metálicos convencionais.

No que diz respeito ao método de fabricação, e tratando-se de um material termoplástico, o mesmo pode ser processado de diversas formas. Os termoplásticos semicristalinos, de que é exemplo este polímero, são processados acima da temperatura de fusão, com aplicação de pressão que deve ser mantida durante o arrefecimento da peça. A manutenção de uma pressão constante durante a etapa de arrefecimento é fundamental para os valores de resistência ao cisalhamento (39). A escolha do tipo de processamento influencia também o grau de cristalinidade do PEEK, e as suas propriedades (24). De facto, é a cristalinidade obtida que permite ao PEEK possuir muitas das suas características, como a resistência à fadiga e desgaste, e o facto de poder ser esterilizado por diversos métodos. Nohara *et al.* (40) comprova a influência do processamento nas propriedades do PEEK, comparando a moldagem por compressão a quente e a suspensão polimérica aquosa, com constatação da melhoria das propriedades quando utilizado a suspensão polimérica aquosa. Também foi constatado que o PEEK fresado para obtenção de estruturas protéticas através de CAD/CAM permitia a obtenção de uma maior resistência à fractura, quando comparado com outros métodos (30).

Mesmo quando o PEEK é processado a altas temperaturas ocorre a manutenção das suas propriedades mecânicas e químicas. Isto deriva do facto da sua estrutura química de cadeia linear com anéis aromáticos lhe proporcionar estabilidade a alta temperatura. Além disso, o PEEK pode ser usado como matriz para acoplar compósitos reforçados por fibra de vidro ou de carbono, resultando numa adesão íntima entre a matriz e o material de reforço. No entanto, no estudo de Stawarczyk *et al.* (29) verificou-se a ocorrência de fractura do compósito antes da fractura da estrutura em PEEK nas amostras testadas, considerando-se que o acoplamento de compósitos não permitiu obter uma força adesiva adequada.

Outra característica do PEEK, que propicia o seu uso em esqueletos de PPR e estruturas de prótese fixa, é o facto de a sua estabilidade ser comparável à do polimetilmetacrilato (PMMA), quando sujeito à acção da saliva. Este material demonstra baixa taxa de solubilidade e de adsorção de água (41).

Quanto aos componentes de uma PPR, e no que diz respeito à retenção obtida com unidades-gancho em PEEK, um estudo de Tannous *et al.* (16) demonstrou obter-se menor retenção em ganchos de material polimérico PEEK, quando comparado com ganchos convencionais em Cr-Co. No entanto, a retenção foi avaliada em coroas metálicas pelo que se questiona, se em dentes naturais, a retenção demonstrada neste estudo não será suficiente para a sua aplicação clínica. Também num estudo de Kim *et al.* (15), os autores concluíram que, apesar de inferiores aos ganchos de Cr-Co, os ganchos em PEEK possuem uma maior força retentiva que ganchos em Níquel-Titânio (Ni-Ti). Ainda assim, este último material possui qualidades inegáveis ao nível da memória de forma bem como características elásticas.

Sendo alvo deste estudo, a obtenção de dados relativamente às propriedades físico-mecânicas do PEEK quando utilizado como material para a confecção de esqueletos de PPR, também importa inferir as suas consequências a nível periodontal dos dentes pilares, pelas óbvias implicações que tem ao nível do sucesso da reabilitação protética. Sendo a peça dentária suportada pelo ligamento periodontal e permitindo este um certo grau de mobilidade dentária mediante a aplicação de forças funcionais e fisiológicas (48), torna-se necessário perceber até que ponto este novo material proposto (PEEK) cumpre a fisiologia do ligamento periodontal, possibilitando a manutenção da sua integridade.

A este propósito, um estudo preliminar de Zaid *et al.* (34) indica que não há agravamento da condição periodontal quando os pacientes são reabilitados com uma PPR em PEEK, que resulta da duplicação de uma PPR em Cr-Co (com o mesmo desenho, espessura e largura do conector maior). No entanto, trata-se de um estudo com curto *follow-up* e que não permite inferir a biomecânica associada a uma PPR fabricada com PEEK.

Assim, sabendo da importância da retenção, suporte e estabilidade do esqueleto para o sucesso de uma PPR e dispondo de uma tecnologia que nos permite efectuar a medição no campo dos deslocamentos da superfície de qualquer material (CID-3D), foi possível efectuar este estudo comparativo dos micromovimentos dos esqueletos em Cr-Co e PEEK, efectuados por duplicação, com o mesmo desenho, dimensões e espessura, nas mesmas circunstâncias experimentais e sujeitos a cargas equivalentes.

No que diz respeito ao primeiro ensaio efectuado (Ensaio 1 – análise comparativa do deslocamento da sela distal livre dos esqueletos em Cr-Co e PEEK, num teste de compressão em dois pontos), foram analisados os micromovimentos na direcção V (vertical). Considerou-se apenas esta direcção visto que se trata de um ensaio onde é efectuada uma carga compressiva sobre o esqueleto na zona edêntula, esperando-se por conseguinte, que os micromovimentos nesta direcção sejam os mais significativos.

No que diz respeito ao movimento vertical (direcção V) no ensaio 1, independentemente do ponto de aplicação da carga, Ponto 1 (mesial) ou Ponto 2 (distal), constatou-se que a distribuição do campo de deslocamentos seguia sempre o mesmo padrão, comportando-se de igual modo para os dois materiais, Cr-Co e PEEK. Assim, os micromovimentos medidos na sela distal livre foram sempre no sentido descendente, menores junto aos dentes pilares e progressivamente superiores ao longo da sela até ao seu extremo distal, onde atingiram os valores mais elevados. Ao longo de cada ensaio, individualmente, verificou-se que os micromovimentos medidos aumentavam progressivamente com o aumento da carga aplicada. Este fenómeno verificou-se em ambos os pontos de aplicação de carga e para ambos os esqueletos. Outro dado que se observou neste ensaio foi o facto de que o campo de deslocamentos foi sempre superior à medida que o ponto de aplicação da carga se afasta dos dentes pilares, isto é, os micromovimentos para o Ponto 2 foram sempre superiores aos obtidos para o Ponto 1, para a mesma carga aplicada. Independentemente do material em ensaio, este comportamento foi constante.

Comparativamente aos resultados obtidos para os esqueletos em PEEK e Cr-Co, no Ponto 1, os micromovimentos foram sempre superiores para o esqueleto de PEEK, para todos os valores de carga aplicada, tendo obtido o valor máximo -483  $\mu\text{m}$  para o PEEK, enquanto para o Cr-Co foi de -233  $\mu\text{m}$  (o sinal é negativo uma vez que o deslocamento é no sentido descendente), para a carga mais elevada de 500 gr. O mesmo efeito verificou-se para o Ponto 2, com um valor máximo de deslocamentos a ocorrer aos 500 gr de -327  $\mu\text{m}$  no esqueleto de Cr-Co, e de -562  $\mu\text{m}$  no esqueleto de PEEK.

Em suma, no nosso estudo, o esqueleto em PEEK obteve um afundamento máximo de -483  $\mu\text{m}$  quando aplicada carga no Ponto 1, enquanto no Ponto 2 (mais distal), o deslocamento vertical chegou aos -562  $\mu\text{m}$ . Estes valores assumem grande importância uma vez que representam as forças horizontais transmitidas aos dentes pilares. Assim, tendo em conta os valores referidos na literatura para a mobilidade dentária fisiológica verifica-se que são significativamente mais elevados. Curiosamente, também se verifica o mesmo facto para o esqueleto de Cr-Co, dado que para os Pontos 1 e 2, os

micromovimentos máximos medidos foram -251,5  $\mu\text{m}$  e -327  $\mu\text{m}$ , respectivamente. No entanto, é necessário ter presente que estes resultados foram obtidos mediante a aplicação de forças estáticas, e de uma magnitude relativamente baixa (apenas 500 g), não representando as forças médias que se geram durante o ciclo mastigatório. No nosso ensaio laboratorial utilizámos no máximo 500g de carga, o que equivale a aproximadamente 5 N de força, enquanto durante a mastigação podemos gerar entre 100-800 N de força (46,47), sendo variável de acordo com o ciclo mastigatório.

Segundo Patrógic *et al.* (5) o ligamento periodontal permite uma intrusão, considerada fisiológica,  $20 \pm 10 \mu\text{m}$ . Já outro estudo de Castellini *et al.* (46), em que se utilizou a mesma escala de forças aplicadas que neste ensaio (0-500g), refere um deslocamento dentário inferior a 200  $\mu\text{m}$ , quando são aplicados 500 g de força. No entanto, o mesmo refere-se somente a dentes incisivos superiores. À medida que consideramos dentes mais posteriores, em que há a presença de um número mais elevado de raízes, bem como uma maior área de superfície periodontal, é espectável que o valor considerado seja menor.

Outros autores, como Natali *et al.* (48) corroboram essa afirmação ao obter valores de 30  $\mu\text{m}$  quando aplicada uma força de 3 N, e de 24,7  $\mu\text{m}$  quando aplicada uma força de 20 N. Este autor também afirma que o limite de movimento horizontal se situa nos 100-120  $\mu\text{m}$  para uma força de 5 N e 24,2  $\mu\text{m}$  para uma força de 20 N. No entanto estes estudos, como o nosso, não foram realizados *in vivo*, pelo que não traduzem totalmente a complexidade de processos e estruturas do ligamento periodontal, sendo necessário ter em conta a influência dos factores que provocam um certa variabilidade no grau de mobilidade específico de cada dente como: largura do espaço periodontal, as propriedades físicas do osso alveolar, forma, comprimento e número de raízes, posição do dente na arcada dentária, bem como a direcção e amplitude das forças aplicadas (46).

Miura *et al.* (49), num estudo *in vivo*, calculou um deslocamento, no caso dos molares superiores de 10-146  $\mu\text{m}$  no sentido disto-palatino, mas durante a função mastigatória apresentava valores de 91-196  $\mu\text{m}$ , ao passo que nos molares inferiores o deslocamento era de 16-109  $\mu\text{m}$ .

Estes valores que a literatura nos fornece servem então de referência para o que podemos esperar, idealmente, quando medimos o deslocamento de PPR's.

Os valores encontrados para o esqueleto de Cr-Co no nosso estudo, comparativamente com os observados no estudo de Nandakishore *et al.* (12) para uma

Classe II de Kennedy maxilar, através do método de análise de elementos finitos, são consideravelmente diferentes. No eixo vertical, obtiveram micromovimentos máximos de 33,3  $\mu\text{m}$  e mínimos de 4,17  $\mu\text{m}$ , mediante a aplicação constante de 20 N de força. No entanto, o modelo obtido apresentava uma área de modificação contralateralmente à sela distal livre, o que não foi o caso do nosso modelo, e apresentava um conector maior em banda anteroposterior. No nosso modelo experimental, foi usada uma banda palatina única, que apresentava uma largura de 18 mm, possuindo uma rigidez comparável à Banda Anteroposterior usada no estudo acima referido(11).

Outro de estudo de Eto *et al.* (11) com recurso à análise de elementos finitos também avaliou o deslocamento vertical, mediante a aplicação de 20 N de força, em que simultaneamente avaliava diferentes tipos de conectores maiores. Verificou um deslocamento vertical máximo de cerca de 200  $\mu\text{m}$  para um conector maior em Banda Palatina Posterior com 18 mm, quando a força era aplicada em distal da sela distal livre, numa Classe II de Kennedy. Outro estudo, de Kanbara *et al.* (44) obteve valores de deslocamento vertical máximo na sela distal livre de 200  $\mu\text{m}$ , mediante a aplicação de 1,8kgF (cerca de 18 N), obtendo ainda um deslocamento de cerca de 175  $\mu\text{m}$  para uma aplicação de força semelhante à que efectuámos no nosso estudo (0,5 kgF = 500 gF). Também noutro estudo de Tihacek Sojic *et al.* (43), para uma força de 50N foi obtida uma deformação vertical de 314  $\mu\text{m}$ , no entanto utilizaram uma mandíbula de porco com uma configuração em Classe I de Kennedy.

Noutro estudo de Wada *et al.* (45) em que também se recorreu à análise de elementos finitos para simular uma carga de 20 N na sela distal livre numa Classe II de Kennedy obteve-se um deslocamento vertical entre 71-80  $\mu\text{m}$ . No entanto, quando a mesma carga era efectuada com uma inclinação de 10° para vestibular, a deformação vertical apresentava valores de 88-168  $\mu\text{m}$ , mediante diferentes distribuições dos apoios oclusais.

Uma das explicações para as diferenças encontradas nos resultados obtidos e a literatura prende-se com o facto da metodologia dos estudos não ser igual. Enquanto no nosso estudo, o método de análise do campo de deslocamentos foi a CID 3D, os demais estudos apresentados recorreram ao método de simulação numérica por Análise de Elementos Finitos. Por outro lado, também pode ter influenciado os resultados o facto de no nosso estudo ter sido utilizado um silicone laboratorial A tipo rígido com dureza Shore 70 para simular a mucosa alveolar. Sendo que a mucosa apresenta uma resiliência e viscoelasticidade tão variada (5,44), estes resultados podem mostrar-se enviesados, sendo que se supõe que a própria diferença de resiliência entre o gesso e o silicone laboratorial A

pode não representar a verdadeira diferença de resiliência entre a mucosa alveolar e o ligamento periodontal, gerando assim um movimento de torque superior ao que normalmente se encontraria na cavidade oral.

No que diz respeito ao segundo ensaio efectuado (Ensaio 2 - análise comparativa do deslocamento do conector maior dos esqueletos em Cr-Co e PEEK, num teste de flexão em 3 pontos), foram analisados os micromovimentos na direcção U (vestíbulo-palatina) e na direcção W (aproximação/afastamento). Consideraram-se apenas estas direcções visto que se trata de um ensaio onde é aplicada uma força de tracção sobre o esqueleto na zona das unidades-gancho, esperando-se por conseguinte, que os micromovimentos nestas direcções sejam os mais significativos.

Acerca dos micromovimentos do conector maior no esqueleto de Cr-Co, o deslocamento no eixo U foi, em média, 0,018  $\mu\text{m}$ . No esqueleto de Cromo-Cobalto também se verificou que a deformação ocorria preferencialmente na porção superior do lado direito do conector, junto ao conector menor. Tal facto deve-se, provavelmente, à localização mais superior do ponto de apoio fixo do esqueleto ao suporte “em T”.

Em contraste, no conector maior do esqueleto em PEEK, o deslocamento que ocorreu na direcção U foi significativamente superior, no sentido negativo, ou seja, para o lado esquerdo, sendo a média desse deslocamento, em módulo, de 84,05  $\mu\text{m}$ . Tal facto pode atribuir-se ao menor módulo de elasticidade deste material (3,6 GPa) quando comparado com o Cr-Co (200-220 GPa), bem como um menor módulo de resistência à tracção do PEEK (90-100 MPa) em comparação com o Cr-Co (600-700 MPa).

Nesta direcção, a distribuição dos deslocamentos verificou-se principalmente no centro do conector maior, e não ao nível do conector menor, pelo que se questiona se essa força será transmissível aos dentes pilares.

No que diz respeito à direcção W (aproximação/afastamento), no esqueleto em Cr-Co, os micromovimentos verificaram-se tanto no sentido negativo como no sentido positivo, apresentando um deslocamento médio, em módulo, de 0,69  $\mu\text{m}$ . Este campo de deslocamentos foi significativamente superior no esqueleto em PEEK, apresentando micromovimentos no sentido negativo, isto é, no sentido em que foi aplicada a tracção, em módulo, de 261,93  $\mu\text{m}$ .

A leitura obtida por correlação de imagem para a análise tridimensional do campo de deslocamentos dos esqueletos efectuada no ensaio 2, só foi processada no lado direito do conector maior. Tal facto pode estar relacionado com a focagem da área de interesse, com

a profundidade de campo associada ou mesmo com a reflexão da luz pelo fio de fixação do modelo experimental. Porém, as imagens obtidas permitiram obter o campo de deslocamentos para este ensaio em ambos os esqueletos desde o ponto de apoio fixo na linha média do conector maior em direcção ao extremo distal livre de cada esqueleto. Assumindo-se um desenho aproximadamente simétrico, tanto da geometria dos esqueletos, quanto da força aplicada no ensaio de tracção será expectável que o comportamento observado para o campo de deslocamentos obtido seja semelhante ao que ocorre no lado contralateral.

Outro resultado interessante prende-se com a distribuição do campo de deslocamentos nos dois esqueletos, nas direcções U e W. Enquanto no esqueleto de Cr-Co os micromovimentos apresentavam um padrão mais uniforme, no esqueleto de PEEK, o padrão de concentração de deslocamentos na área do conector maior centrou-se em determinadas zonas deste esqueleto, nomeadamente na zona da tábua óssea palatina, mais especificamente, na transição do conector maior para a sela distal livre.

Transpondo este achado para a clínica, isto traduz-se numa zona de compressão dos tecidos nessa região, com potencial aumento da reabsorção óssea e agravamento do prognóstico da reabilitação. Por oposição, no conector maior em Cr-Co os micromovimentos encontravam-se mais distribuídos pelo conector maior. Outro dado digno de registo, é o facto de que, para a mesma carga aplicada, o esqueleto em PEEK apresenta um campo de deslocamentos de maior magnitude no corpo do conector maior do que na sela distal livre quando aí é aplicada. Este fenómeno é tanto maior, quanto mais elevada a carga aplicada.

Apesar das limitações inerentes à realização deste ensaio-piloto: o facto de se ter usado um dinamómetro manual; o uso de silicone laboratorial A do tipo rígido para simular a mucosa subjacente à sela distal livre; utilização de modelos de gesso como parte da montagem do ensaio experimental 1; o bloco de acrílico não possuir exactamente as mesmas dimensões nos dois esqueletos; a aplicação da carga traduzir-se por forças estáticas em vez de dinâmicas; e o facto de não ter sido realizado um ensaio *in vivo*; importa referir que foi possível atingir os objectivos propostos utilizando o método de CID 3D, com um erro de projecção inferior a 0,05. Isto representa uma vantagem relativamente a outros ensaios laboratoriais (8–10,12,14), além de que os esqueletos utilizados foram sempre os mesmos, o fio ortodôntico utilizado para a tracção do esqueleto foi sempre o mesmo, foi sempre o mesmo operador a efectuar as aplicações de força, a calibração do sistema CID 3D, bem como as medições. Os dois esqueletos foram confeccionados para terem

exactamente o mesmo desenho e espessura, diferindo apenas no tipo de material que eram compostos.

Assim sendo, o desenho experimental, bem como a sua execução, cumpriram todos os pressupostos necessários para podermos afirmar que:

Apesar das suas características, parece evidente que um conector maior em PEEK, com a mesma espessura de um em Cr-Co, não possui rigidez suficiente. Isto ficou patente no deslocamento vertical da sela distal quando sujeita a carga no ensaio 1, que mostrou gerar micromovimentos maiores do que os considerados normais para a mobilidade fisiológica dentária. Contudo, este facto também se verificou para o conector maior em Cr-Co. Porém, este último apresenta uma distribuição uniforme ao longo da estrutura e com uma média de deslocamentos quase nula.

Apesar destes resultados, o PEEK já demonstrou as suas qualidades noutras aplicações para a Medicina Dentária, pelo que fica aberto o caminho a potenciais alterações que modifiquem e optimizem os resultados aqui obtidos.

Uma possibilidade de pesquisa futura em relação a PEEK poderá ser um teste de fadiga e de inserção e desinserção. Numa tese de mestrado de Gomes *et al.* (24) em que se testaram barras de implantes em PEEK, constatou-se que, à medida que os movimentos de inserção e desinserção aumentavam, também aumentava a adaptação da barra, o que também poderá ocorrer em unidades-gancho das PPR's fabricadas neste material. Apesar de inferior aos ganchos de Cromo-Cobalto, os ganchos em PEEK possuem uma maior força retentiva que ganchos em Ni-Ti (15). Uma vez que neste estudo só se utilizou um tipo de conector maior (banda palatina única), também seria interessante testar outros tipos de conectores maiores maxilares, ou até mesmo mandibulares. Neste âmbito seria interessante observar, se o comportamento de PEEK se altera com diferentes conectores maiores como a Banda Anteroposterior ou a Placa Lingual, que são descritos como sendo os mais rígidos, quando fabricados em Cr-Co. Outra linha de investigação interessante seria comparar diferentes métodos de fabricação do PEEK, já que foi constatado que este material quando fresado para obtenção de estruturas protéticas através de CAD/CAM permitia a obtenção de uma maior resistência à fractura, comparado com outros métodos (30).

Verificou-se ainda, durante os ensaios, que o esqueleto em PEEK apresentava um peso substancialmente inferior ao seu correspondente em Cr-Co, pelo que se supõe que será mais confortável para o paciente. Além deste facto, este material promete ser mais estético, uma vez que poderá eliminar a cor metálica das unidades-gancho, aproximando-a

da cor dos dentes. Estas características poderiam também dar lugar ao desenvolvimento de um estudo clínico – ou estudo de caso, reabilitando um paciente com uma PPR em Cr-Co e igual reabilitação em PEEK, sendo usadas pelo mesmo período de tempo, e avaliada a satisfação do paciente em inquérito, quanto à retenção, estabilidade, conforto, estética e custo.

## **Conclusão**

Dentro das limitações deste estudo e partindo dos resultados obtidos, é possível concluir que um esqueleto em PEEK, resultante da duplicação de um mesmo esqueleto em Cr-Co, ainda não reúne as condições adequadas para o seu uso clínico, tendo em conta a rigidez analisada neste estudo, através da análise dos deslocamentos pelo método CID-3D.

De futuro, serão necessários mais estudos no sentido de conhecer e otimizar os parâmetros necessários e indicações ao uso clínico do polímero de PEEK em esqueletos de PPR.

## Referências

1. Lopes J, Messias A, Nicolau P. Construction and validation of individualized experimental and numerical models for Kennedy class I partial dentures. University of Coimbra; 2015.
2. Al Jabbari YS. Physico-mechanical properties and prosthodontic applications of Co-Cr dental alloys : a review of the literature. J Adv Prosthodont [Internet]. 2014;6(2):138–45. Available from: <http://synapse.koreamed.org/search.php?where=aview&id=10.4047/jap.2014.6.2.138&code=0170JAP&vmode=REF>
3. Paiva J, Nicolau P, Messias A. Retrospective study on the clinical performance of distal extension removable partial dentures. University of Coimbra; 2014.
4. Jorge JH, Quishida CCC, Vergani CE, Machado AL, Pavarina AC, Giampaolo ET. Clinical evaluation of failures in removable partial dentures. J Oral Sci. 2012;54(4):337–42.
5. Patrnogic V, Todorovic A, Scepanovic M, Radovic K, Vesnic J, Grbovic A. Free-end saddle length influence on stress level in unilateral complex partial denture abutment teeth and retention elements. Vojnosanit Pregl [Internet]. 2013;70(11):1015–22. Available from: <http://www.doiserbia.nb.rs/Article.aspx?ID=0042-84501300028P>
6. Memari Y, Geramy A, Fayaz A, Rezvani S, Abadi H, Mansouri Y. Influence of Implant Position on Stress Distribution in Implant-Assisted Distal Extension Removable Partial Dentures : A 3D Finite Element Analysis. J Dent. 2014;11(5):523–30.
7. Itoh H, Baba K, Aridome K, Okada D, Tokuda A, Nishiyama A, et al. Effect of direct retainer and major connector designs on RPD and abutment tooth movement dynamics. J Oral Rehabil. 2008;35(11):810–5.
8. Pienkos TE, Morris WJ, Gronet PM, Cameron SM, Looney SW. The strength of multiple major connector designs under simulated functional loading. J Prosthet Dent. 2007;97(5):299–304.
9. LaVere AM, Krol AJ. Selection of a major connector for the extension-base removable partial denture. J Prosthet Dent. 2005;94(3):207–8.
10. Gordon F. The effect of design modification on the torsional and compressive rigidity of U-shaped palatal major connectors. 89(4).
11. Eto M, Wakabayashi N, Ohyama T. Finite element analysis of deflections in major connectors for maxillary RPDs. Int J Prosthodont. 2002;15(5):433–8.
12. Bhojaraju N, Srilakshmi J, Vishwanath G. Study of Deflections in Maxillary Major Connectors: A Finite Element Analysis. J Indian Prosthodont Soc. 2012;14(1):1–11.
13. Ben-Ur Z, Mijiritsky E, Gorfil C, Brosh T. Stiffness of different designs and cross-sections of maxillary and mandibular major connectors of removable partial dentures. J Prosthet Dent. 1999;81(5):526–32.

14. Walter RD, Brudvik JS, Raigrodski AJ, Mancl LA, Chung KH. A comparison of the rigidity of five mandibular major connectors for partial removable dental prostheses via load deflection. *J Prosthet Dent* [Internet]. The Editorial Council of the Journal of Prosthetic Dentistry; 2010;104(3):182–90. Available from: [http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913\(10\)60118-7](http://dx.doi.org/10.1016/S0022-3913(10)60118-7)
15. Kim D, Park C, Yi Y, Cho L. Comparison of cast Ti-Ni alloy clasp retention with conventional removable partial denture clasps. *J Prosthet Dent*. 2004;91(4):374–82.
16. Tannous F, Steiner M, Shahin R, Kern M. Retentive forces and fatigue resistance of thermoplastic resin clasps. *Dent Mater* [Internet]. The Academy of Dental Materials; 2012;28(3):273–8. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2011.10.016>
17. Wakabayashi N, Suzuki T. Patient-specific finite element analysis of viscoelastic masticatory mucosa. *J Dent Biomech* [Internet]. 2013;4:1758736013483298. Available from: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3619231&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>
18. Suenaga H, Yokoyama M, Yamaguchi K, Sasaki K. Bone metabolism of residual ridge beneath the denture base of an RPD observed using NaF-PET/CT. *J Prosthodont Res* [Internet]. Japan Prosthodontic Society; 2012;56(1):42–6. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jpor.2011.04.002>
19. Qian C, Wu X, Zhang F, Yu W. Electrochemical impedance investigation of Ni-free Co-Cr-Mo and Co-Cr-Mo-Ni dental casting alloy for partial removable dental prosthesis frameworks. *J Prosthet Dent* [Internet]. Editorial Council for the Journal of Prosthetic Dentistry; 2016;1–7. Available from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0022391315006824>
20. Webb BC, Thomas CJ, Willcox MDP. Candida - associated denture stomatitis . Aetiology and management : A review . Part 1 . Factors influencing distribution of candida species in the oral cavity. 1998;(1):45–50.
21. Preshaw PM, Walls AWG, Jakubovics NS, Moynihan PJ, Jepson NJA, Loewy Z. Association of removable partial denture use with oral and systemic health. *J Dent* [Internet]. Elsevier Ltd; 2011;39(11):711–9. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jdent.2011.08.018>
22. Kurtz SM, Devine JN. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials*. 2007;28(32):4845–69.
23. Katzer A, Marquardt H, Westendorf J, Wening J V., Von Foerster G. Polyetheretherketone - Cytotoxicity and mutagenicity in vitro. *Biomaterials*. 2002;23(8):1749–59.
24. Gomes C, Nicolau P, Baiôa T. Estudo Piloto Biomecânico de Barras em PEEK para Próteses Removíveis sobre Implantes. University of Coimbra; 2014.
25. Sagomonyants KB, Jarman-Smith ML, Devine JN, Aronow MS, Gronowicz GA. The in vitro response of human osteoblasts to polyetheretherketone (PEEK) substrates compared to commercially pure titanium. *Biomaterials*. 2008;29(11):1563–72.
26. Schwitalla AD, Abou-Emara M, Spintig T, Lackmann J, Müller WD. Finite element analysis of the biomechanical effects of PEEK dental implants on the peri-implant bone. *J Biomech* [Internet]. Elsevier; 2015;48(1):1–7. Available from:

- <http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.11.017>
27. Uhrenbacher J, Schmidlin PR, Keul C, Eichberger M, Roos M, Gernet W, et al. The effect of surface modification on the retention strength of polyetheretherketone crowns adhesively bonded to dentin abutments. *J Prosthet Dent* [Internet]. Editorial Council for the Journal of Prosthetic Dentistry; 2014;112(6):1489–97. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.05.010>
  28. Stawarczyk B, Thrun H, Eichberger M, Roos M, Edelhoff D, Schweiger J, et al. Effect of different surface pretreatments and adhesives on the load-bearing capacity of veneered 3-unit PEEK FDPs. *J Prosthet Dent* [Internet]. Editorial Council for the Journal of Prosthetic Dentistry; 2015;114(5):666–73. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.06.006>
  29. Stawarczyk B, Jordan P, Schmidlin PR, Roos M, Eichberger M, Gernet W, et al. PEEK surface treatment effects on tensile bond strength to veneering resins. *J Prosthet Dent* [Internet]. Editorial Council for the Journal of Prosthetic Dentistry; 2014;112(5):1278–88. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.05.014>
  30. Stawarczyk B, Eichberger M, Uhrenbacher J, Wimmer T, Edelhoff D, Schmidlin PR. Three-unit reinforced polyetheretherketone composite FDPs: Influence of fabrication method on load-bearing capacity and failure types. *Dent Mater J* [Internet]. 2015;34(1):7–12. Available from: [https://www.jstage.jst.go.jp/article/dmj/34/1/34\\_2013-345/\\_article](https://www.jstage.jst.go.jp/article/dmj/34/1/34_2013-345/_article)
  31. Stawarczyk B, Beuer F, Wimmer T, Jahn D, Sener B, Roos M, et al. Polyetheretherketone - A suitable material for fixed dental prostheses? *J Biomed Mater Res - Part B Appl Biomater*. 2013;101(7):1209–16.
  32. Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui F. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *J Prosthodont Res* [Internet]. Japan Prosthodontic Society; 2015;60(1):12–9. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jpor.2015.10.001>
  33. Zoidis P, Papathanasiou I, Polyzois G, Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, et al. The Use of a Modified Poly-Ether-Ether-Ketone (PEEK) as an Alternative Framework Material for Removable Dental Prostheses. *A Clinical Report. J Prosthodont* [Internet]. 2015;(FEBRUARY):n/a – n/a. Available from: <http://doi.wiley.com/10.1111/jopr.12325>  
<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S175161611500346X>  
<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S1883195815000997>  
<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26216668>
  34. Ali Z, Baker S, Martin N. Traditional CoCr versus milled PEEK framework removable partial dentures - Pilot Randomised Crossover Controlled Trial ; interim findings. 2016;2016.
  35. Costa-Palau S, Torrents-Nicolas J, Brufau-De Barberà M, Cabratosa-Termes J. Use of polyetheretherketone in the fabrication of a maxillary obturator prosthesis: A clinical report. *J Prosthet Dent* [Internet]. Editorial Council for the Journal of Prosthetic Dentistry; 2014;112(3):680–2. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.10.026>
  36. Pan B, Shi W, Lubineau G. Effect of camera temperature variations on stereo-digital image correlation measurements. *Appl Opt*. 2015;54(34).
  37. Rodrigues T. Medição de micromovimentos em implantes endósseos pelo método de

- correlação de imagem digital tridimensional. Universidade de Coimbra; 2013.
38. van Teijlingen E, Hundley V. The importance of pilot studies. *Nurs Stand.* 1998;16(40):33–6.
  39. Silva OM, Nohara EL. Avaliação do Compósito de Fibra de Carbono/PEEK processado via Moldagem por Compressão a quente por Ensaio de Cisalhamento Interlamnar e Análise Termodinâmico-Mecânica. *Revista de Ciências Exactas.* 2010;
  40. Nohara LB, Costa ML, Alves MA, Takahashi MFK. Processing of High Performance Composites Based on PEEK by Aqueous Suspension Prepregging. *Mater Res.* 2010;13(2):245–52.
  41. Liebermann A, Wimmer T, Schmidlin PR, Scherer H, Löffler P, Roos M, et al. Physicomechanical characterization of polyetheretherketone and current esthetic dental CAD/CAM polymers after aging in different storage media. *J Prosthet Dent.* 2015;
  42. Pospiech P, Nagel F, Gebhart F, Nothdurft FP, Mitov G. In vitro investigation of the performance of different restorative materials under cast circumferential clasps for removable dental prostheses. *Clin Oral Investig.* 2012;16(6):1659–67.
  43. Tihacek Sojic L, Lemic AM, Tanasic I, Mitrovic N, Milosevic M, Petrovic A. Compressive strains and displacement in a partially dentate lower jaw rehabilitated with two different treatment modalities. *Gerodontology.* 2012;29(2):851–7.
  44. Kanbara R, Nakamura Y, Ochiai KT, Kawai T, Tanaka Y. Three-dimensional finite element stress analysis: The technique and methodology of non-linear property simulation and soft tissue loading behavior for different partial denture designs. *Dent Mater J.* 2012;31(2):297–308.
  45. Wada S, Wakabayashi N, Tanaka T, Ohyama T. Influence of abutment selection in maxillary Kennedy Class II RPD on elastic stress distribution in oral mucosa: An FEM study. *J Prosthodont.* 2006;15(2):89–94.
  46. Castellini P, Scalise L, Tomasini EP. Teeth mobility measurement: a laser vibrometry approach. *J Clin Laser Med Surg.* 1998;16(5):269–72.
  47. Malinowska J, Sowińska M, Borgiel W. Mechanical properties of human tooth approximated with overdamped oscillators. *Acta Bioeng Biomech.* 2006;7(1):59–67.
  48. Natali AN, Pavan PG, Scarpa C. Numerical analysis of tooth mobility: Formulation of a non-linear constitutive law for the periodontal ligament. *Dent Mater.* 2004;20(7):623–9.
  49. Miura H. A Measurement of the Physiological Tooth Displacement in the Horizontal Plane in Function. 1985;

## Material Suplementar/Anexos

### Lista de Abreviaturas, Figuras e Tabelas

#### *I. Abreviaturas*

CAD/CAM – Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing

CID-3D – Correlação de Imagem Digital Tridimensional

Cr-Co – Cromo-Cobalto

Máx. – Máximo

Mín - Mínimo

Ni-Ti – Níquel-Titânio

PEEK – Polyetheretherketone

PPR – Prótese Parcial Removível

PPR's – Próteses Parciais Removíveis

SLM – Selective Laser Melting

#### *II. Figuras*

Figura 1 – Esqueleto em Cr-Co e PEEK

Figura 2 – Modelo de estudo com a sela distal livre substituída por silicone laboratorial do tipo rígido (Gengifast Rigid, Zhermack®, Italy), Vista lateral e Pormenor da Vista oclusal.

Figura 3 – Pulverização da tinta preta no esqueleto em Cr-Co e em b) em PEEK; c) Pormenor do padrão de manchas obtido no esqueleto em Cr-Co e d) em PEEK.

Figura 4– a) Bloco de acrílico no esqueleto em Cr-Co e b) em PEEK.Figura 5 – Modelo de gesso na base de gesso

Figura 5 – a) Locais de aplicação da força vertical a 15 mm e 23 mm da fosseta mesial do 1º Pré-Molar (dente 24), no esqueleto em Cr-Co e b) em PEEK.

Figura 6 – Imagem do resultado da calibração efectuada no Vic-3D 2012 (Correlated Solutions®, Columbia, USA).

Figura 7 – Modelo experimental do esqueleto em Cr-Co, exemplificando os pontos de aplicação de carga.

Figura 8 – Montagem do esqueleto em Cr-Co no suporte “em T”, a) vista frontal; b) vista lateral.

Figura 9 - Montagem do esqueleto em PEEK no suporte “em T”, a) na vista frontal pode observar-se os locais da fixação do esqueleto com o fio de aço, indicados pelas setas a negro; e b) vista lateral onde se visualiza a ansa para aplicação da força de tracção, assinalada pela seta a branco.

Figura 10 – a) Fotografia 3D obtida por CID-3D do Ensaio 1 com aplicação de carga no Ponto 1; b) Micromovimentos na direcção V (eixo vertical) da sela distal livre do esqueleto em Cr-Co para a aplicação de 500g (valor máximo de carga aplicada) no Ponto 1 (ponto mais mesial)

Figura 11 – a) Fotografia 3D obtida por CID-3D do Ensaio 1 com aplicação de carga no Ponto 1; b) Micromovimentos na direcção V (eixo vertical) da sela distal livre do esqueleto em Cr-Co para a aplicação de 500g (valor máximo de carga aplicada) no Ponto 2 (ponto mais distal).

Figura 12 – a) Fotografia 3D obtida por CID-3D do Ensaio 1 com aplicação de carga no Ponto 1; b) Micromovimentos na direcção V (eixo vertical) da sela distal livre do esqueleto em PEEK para a aplicação de 500g (valor máximo de carga aplicada) no Ponto 1 (ponto mais mesial).

Figura 13 - a) Fotografia 3D obtida por CID-3D do Ensaio 1 com aplicação de carga no Ponto 1; b) Micromovimentos na direcção V (eixo vertical) da sela distal livre do esqueleto em PEEK para a aplicação de 500g (valor máximo de carga aplicada) no Ponto 2 (ponto mais distal).

Figura 14 - a) Micromovimentos na direcção U (vestíbulo-palatino) do conector maior do esqueleto em Cr-Co; e b) em PEEK, para a aplicação de 500g (valor máximo de força aplicada) em tracção das unidades-gancho e PEEK.

Figura 15 - a) Micromovimentos na direcção W (aproximação/afastamento) do conector maior do esqueleto em Cr-Co e b) em PEEK, para a aplicação de 500g (valor máximo de carga aplicada) em tracção das unidades gancho.

### **III. Tabelas**

Tabela I – Propriedades físico-mecânicas de Cr-Co

Tabela II – Propriedades físico-mecânicas do polímero PEEK

Tabela III - Micromovimentos do esqueleto em Cr-Co na direcção V (vertical), segundo o local (Ponto 1 e 2) e intensidade da aplicação de carga (0-500g)

Tabela IV – Micromovimentos do esqueleto em PEEK na direcção V (vertical), segundo o local (Ponto 1 e 2) e intensidade da aplicação de carga (0-500g)

Tabela V – Valores dos micromovimentos para cada esqueleto, Cr-Co e PEEK, nas direcções W (aproximação/afastamento) e U (vestíbulo-palatino)