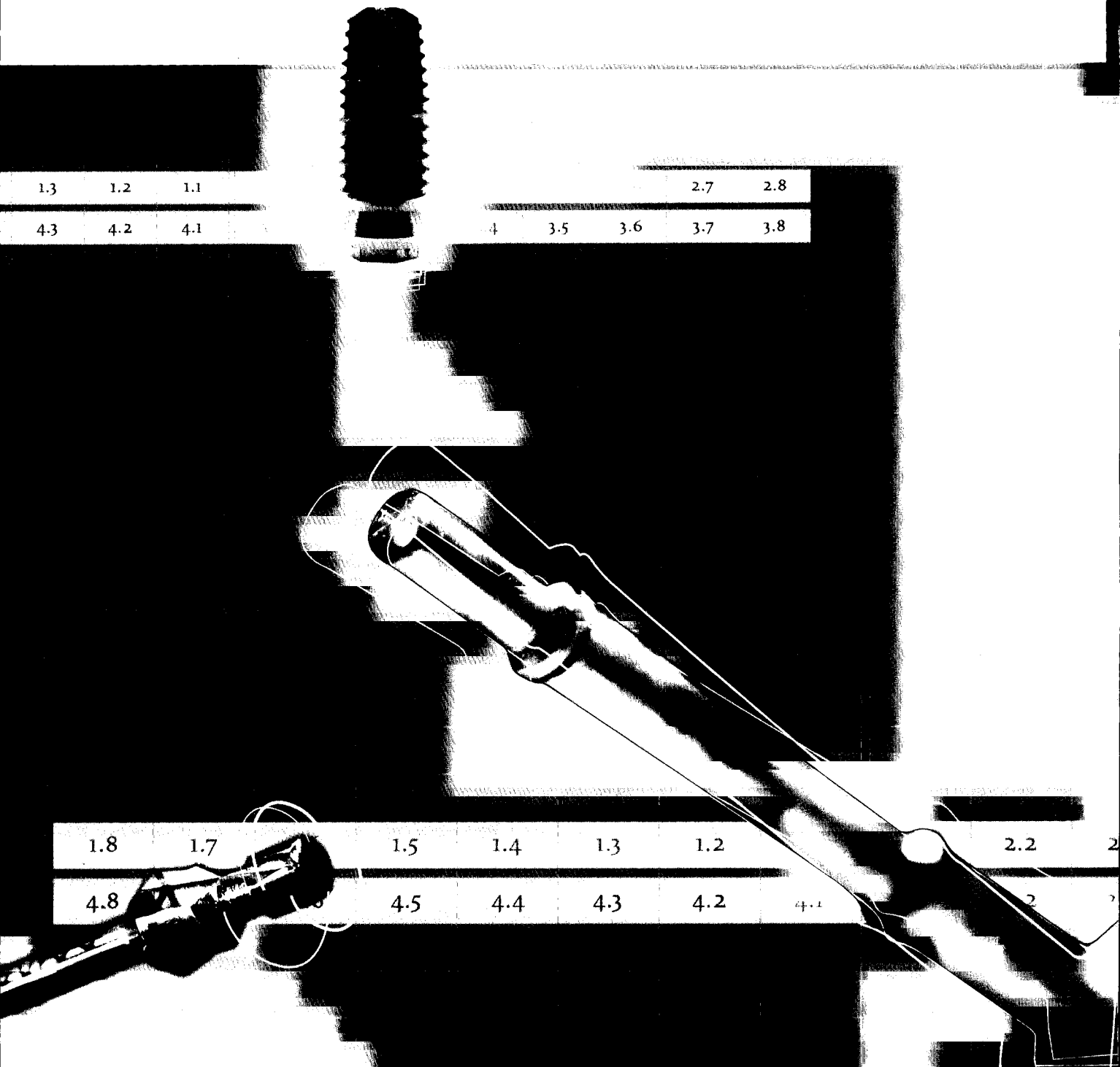


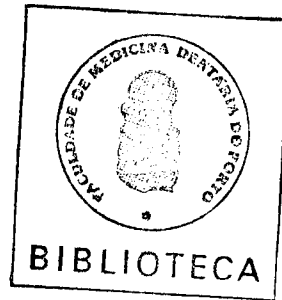
REMOÇÃO VERSUS COMPRESSÃO ÓSSEA PARA
COLOCAÇÃO DE IMPLANTES A NÍVEL SUB-CRESTAL
ESTUDO COMPARATIVO EM MODELO ANIMAL



FACULDADE DE MEDICINA DENTÁRIA
UNIVERSIDADE DO PORTO

PORTO 2005

José António Fernandes de Araújo e Silva



Remoção versus compressão óssea para colocação de
implantes a nível sub-crestal
Estudo comparativo em modelo animal

Tese de mestrado em implantologia apresentada à Faculdade de
Medicina Dentária da Universidade do Porto

PORTO, 2005

R: 1262
Jan. 2006

JM
Sil-2

Membros do Conselho Científico

Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto

Prof. Doutor Acácio Eduardo Soares Couto Jorge

Prof. Doutor Afonso Manuel Pinhão Ferreira

Prof. Doutor Américo dos Santos Afonso

Prof. Doutor António Cabral Campos Felino

Prof. Doutor António Manuel Guerra Capelas

Prof. Doutor César Fernando Coelho Leal Silva

Prof. Doutor David José Casimiro Andrade

Prof. Doutor Durval Manuel Belo Moreira

Prof. Doutor Fernando Jorge Morais Branco

Prof. Doutor Fernando José Brandão Martins Peres

Prof. Doutor Filipe Poças Almeida Coimbra

Prof. Doutor Francisco António Rebelo Morais Caldas

Prof. Doutor Germano Neves Pinto Rocha

Prof. Doutor Irene Graça Azevedo Pina Vaz

Prof. Doutor João Carlos Antunes Sampaio Fernandes

Prof. Doutor João Carlos Gonçalves Ferreira de Pinho

Prof. Doutor João Fernando Costa Carvalho

Prof. Doutor Jorge Manuel Carvalho Dias Lopes

Prof. Doutor José Albertino Cruz Lordelo

Prof. Doutor José Albino Teixeira Koch

Prof. Doutor José António Macedo Carvalho Capelas

Prof. Doutor José Carlos Pina Almeida Rebelo

Prof. Doutor Manuel Pedro Fonseca Paulo

Prof. Doutor Maria Adelaide Macedo Carvalho Capelas

Prof. Doutor Maria Cristina Pinto Coelho Mendonça de Figueiredo Pollmann

Prof. Doutor Maria Helena Guimarães Figueiral da Silva

Prof. Doutor Maria Helena Raposo Fernandes (Vice-Presidente do Conselho Científico)

Prof. Doutor Maria Purificação Valenzuela Sampaio Tavares

Prof. Doutor Mário Jorge Rebolho Fernandes Silva

Prof. Doutor Mário Ramalho Vasconcelos

Prof. Doutor Miguel Fernando Silva Gonçalves Pinto

Prof. Doutor Rogério Serapião Martins Aguiar Branco (Presidente do Conselho Científico)

À minha mulher e aos meus filhos, por tudo....

AGRADECIMENTOS

Ao meu orientador, Prof. Doutor Américo Afonso, por quem tenho uma enorme admiração, agradeço o ânimo, incentivo e os sábios conselhos que sempre me deu.

Ao Prof. Doutor Sampaio Fernandes, pela amizade, incentivo e contributo na elaboração estrutural deste trabalho.

Ao Prof. Doutor Mário Vasconcelos, pelo empenho e ajuda na realização da cirurgia experimental.

Ao Dr. André Gomes, pela disponibilidade e experiência cedida na realização da cirurgia experimental.

Ao Dr. Manuel Neves, pela cedência do Osstell Mentor®.

À colega Ana Rita Nóbrega, pela cedência do motor Osseocare®.

À colega Ana Paula Norton, pelo empréstimo de bibliografia imprescindível ao suporte teórico deste trabalho.

Ao colega Miguel Fraga, pela captação das imagens e do filme durante a cirurgia experimental.

À D. Ana Mota, pela ajuda e colaboração na cirurgia experimental.

Ao colega André Correia, pela ajuda na formatação deste trabalho.

Ao António Castro, pela elaboração da capa deste trabalho.

Ao Eng.º António Lessa, pelo desenho técnico do "impactor".

RESUMO

Neste trabalho de investigação pretende-se testar uma nova técnica cirúrgica, colocando implantes a nível sub-crestal sem recorrer ao uso do *countersink* ou escariador, substituindo-o por um utensílio cirúrgico desenvolvido pelo autor, ao qual se deu o nome de impactor.

Com esta técnica tenta-se demonstrar que não só se evita a perda de osso provocada pelo uso do *countersink*, como também se pode dar um incremento na estabilidade primária do implante.

Nesta investigação foi efectuada uma cirurgia experimental em 5 coelhos da raça New Zeland, onde foram colocados 10 implantes padrão da marca 3i®, com 3,75mm de diâmetro e 11,5mm de comprimento. Em cada coelho foi colocado no colo do fémur esquerdo um implante com o uso do *countersink* e no colo do fémur direito um implante com o uso do impactor. Todos os implantes foram colocados ao nível sub-crestal e a todos foi avaliado e registado o seu torque de inserção ao nível do seu terço apical, terço médio e terço crestal. Após a sua inserção no leito implantar, todos os implantes foram submetidos à avaliação e registo da sua estabilidade primária recorrendo ao Osstell Mentor® (Integration Diagnostics AB, Göteborg Sweden) e a todos foi também feita uma análise radiológica com Rx simples.

A observação dos resultados revelou que relativamente à análise radiológica, todos os implantes em que se usou o "impactor" tiveram um melhor contacto

ósseo a nível crestal. Relativamente à estabilidade primária, também se pode referir que todos os implantes colocados com o impactor tiveram resultados superiores. Na avaliação do torque de inserção, apesar de ter havido dois resultados que se afastaram da média obtida, a tendência dos resultados indica um ligeiro aumento na técnica que utilizou o impactor.

Destes resultados deve referir-se que o tamanho da amostra é demasiado pequeno para se poderem retirar conclusões estatisticamente válidas. No entanto, é legítimo deduzir que parece haver valores nos resultados que são tendencialmente mais elevados nos casos em que se utilizou o impactor.

Os resultados preliminares desta investigação permitem-nos partir para o próximo trabalho tendo por base os dados já obtidos, mas realizando um estudo mais abrangente.

ABSTRACT

In this work of research it was intended to test a new surgical technique, placing implants at a sub-crestal level without appealing to the use of countersink or "escariador" substituting it for a surgical utensil developed by the author, to which if it gave the name of "impactor".

With this technique was tried to demonstrate that, not only if it prevents the loss of bone provoked by the use of countersink, as also it can give an increment in the primary stability of the implants.

For this research it was effectuate an experimental surgery in 5 rabbits of the race zeland, where 10 implants 3i® had been placed of 3,75mm of diameter with 11,5 of length. In each left neck of femur it was placed an implant with the use of countersink and in the right neck of femur an implant with the use of the "impactor" was placed. In all the placed implants were evaluated and registered its torque of insertion to the level of its apical level, average level and crestal level. After its insertion in the stream bed to implant, all the implants had been submitted to the evaluation and register of its primary stability appealing to the Osstell Mentor® (Integration Diagnostics AB, Göteborg Sweden) and also to all was made a radiological analysis with simple Rx.

The comment of the results disclosed that relatively to the radiological analysis, all the implants where it was used the "impactor" had a better bone contact to the crestal level. Relatively to the primary stability, also it can be related that all

implants placed with the "impactor" had superior results. In the evaluation of the insertion torque, although to have had two arguable results, the trend went in the direction of the results to be slightly higher in the technique that had been used the "impactor".

Of these results it must be mentioned that the number of the sample is too small to be able to make statistically valid conclusions, however, is legitimate to deduce that it seems to have values in the results that tends to be higher in the cases where it was used the "impactor".

The preliminary results of this research allow breaking them for the next work having for base the gotten data already, but carrying through a more including study.

INDICE

AGRADECIMENTOS	iv
RESUMO	vi
ABSTRACT	viii
CAPÍTULO I - INTRODUÇÃO	1
1. <i>Fisiologia óssea</i>	6
1.1. Cálcio e fósforo	6
1.2. Colagénio	11
1.3. Composição do osso	12
1.4. Estrutura óssea	14
1.5. Resposta do tecido ósseo à lesão	16
2. <i>Importância da densidade óssea em implantologia</i>	20
3. <i>Classificação óssea segundo a sua densidade</i>	21
3.1. Classificação da densidade óssea proposta por Misch	23
3.2. Localização da densidade óssea	26
4. <i>Análise da frequência de ressonância (R.F.A.)</i>	28
5. <i>Objectivos</i>	30
CAPÍTULO II - MATERIAIS E MÉTODOS	31
1. <i>Materiais</i>	31
1.1. Impactor	31
1.2. Osstel Mentor®	33
1.3. Motor Osseocare®	36
1.4. Aparelho de Rx	38
2. <i>Métodos</i>	40
2.1. Experimentação Animal	40
CAPÍTULO III - RESULTADOS	50
1. <i>Técnica convencional</i>	50
1.1. Torque de Inserção	50
1.2. Quociente de estabilidade dos implantes (I.S.Q.)	51
2. <i>Técnica com o impactor</i>	52
2.1. Torque de Inserção	52
2.2. Quociente de Estabilidade dos Implantes (I.S.Q.)	53
3. <i>Análise radiográfica</i>	54

<i>4. Análise comparativa entre as duas técnicas</i>	56
CAPÍTULO IV - DISCUSSÃO	57
CAPÍTULO V - CONCLUSÕES	61
BIBLIOGRAFIA	62
ANEXOS	70

CAPÍTULO I

INTRODUÇÃO

Um dos objectivos essenciais para o sucesso da osteointegração em implantologia é conseguir uma suficiente estabilidade primária com o máximo de preservação de osso¹.

Segundo Carl E. Misch, em osso tipo D3 ou D4, em que a densidade óssea é menor, a estabilidade primária é mais difícil de conseguir². Em certos casos em que é necessário colocar implantes sub-crestais, como acontece nas zonas em que a estética é fundamental, como é o caso da zona anterior da maxila, por vezes é necessário recorrer à broca perfiladora ou *countersink*².

Nestes casos, a técnica diz-nos que os implantes devem ser colocados ao nível sub-crestal para que na fase protética não se corra o risco de ficar exposta a cabeça do implante, ou a parte metálica do pilar^{3,4}.

Sendo assim, teremos que usar a sequência de brocas que cada marca de implantes preconiza e no final usar a broca de *countersink* para que a "cabeça" do implante fique sub-crestal.

Branemark⁴ refere que esta técnica do *countersink* permite que a "cabeça" do implante fique mais ou menos sub-crestal. Assim, não só existe um maior contacto entre a cabeça do implante e a superfície óssea (aumentando assim a estabilidade do implante levando a um aumento da estabilidade inicial e desta

forma contribuindo para uma melhor e mais rápida osteointegração), mas também diminui a probabilidade das cargas indesejáveis durante o período de osteointegração².

Mesmo nos casos em que se utilizam osteótomos para conseguir um osso mais denso^{2,5}, teremos que usar, no final, a broca de *countersink* se pretendermos submergir o implante^{3,4}.

Por outro lado, o uso da broca de *countersink* permite aumentar a área de contacto do implante ao osso, uma vez que, assim, também a sua “cabeça” fica envolvida por osso⁴.

Esta técnica, sobretudo em osso tipo D3 ou D4, implica a remoção e perda da pouca cortical que existe, podendo diminuir a estabilidade inicial do implante, uma vez que, em alguns casos de baixa densidade óssea, essa mesma cortical que foi removida, era a que garantia mais estabilidade ao implante para o seu sucesso no processo da osteointegração².

Actualmente, a evolução da técnica cirúrgica permite-nos colocar implantes em osso de baixa densidade com uma estabilidade inicial muito aceitável sempre que recorremos ao uso de osteótomos.

Alguns investigadores, como Tatum, Summers, Misch, Anitua e muitos outros, fizeram com que o uso de osteótomos na prática clínica, seja para alargamento de cristas estreitas, seja para elevação de seios maxilares, se transformasse num acto comum. Todos eles desenvolveram osteótomos adaptados à sua técnica cirúrgica, com o objectivo comum de colocar implantes em osso onde, em condições normais e sem o uso desses mesmos osteótomos, não seria possível colocá-los. Em casos de cristas estreitas, o uso de osteótomos permite colocar implantes onde de outra forma seria muito difícil, ou permite colocar um

implante de um diâmetro superior provocando, desta forma, uma condensação lateral das trabéculas ósseas, levando mesmo a uma dilatação das corticais⁵.

Noutros casos, os osteótomos permitem-nos fazer uma elevação do pavimento dos seios maxilares, provocando uma condensação vertical das trabéculas ósseas na zona apical do implante, de tal ordem que a cortical do pavimento do seio maxilar é fracturada em “*ramo verde*”, permitindo a colocação de implantes de maior comprimento^{6,7,8}.

O uso de osteótomos para aumentar o torque de inserção dos implantes devido ao aumento da densidade óssea que provocam, já tem sido muitas vezes estudado⁵⁻¹¹. Nos casos em que a densidade óssea é baixa, o uso de osteótomos permite “*transformar*” essa mesma densidade, numa outra, mais densa, capaz de dar ao implante um torque mais elevado e, conseqüentemente, uma melhor estabilidade devido ao aumento do BIC (Bone Implant Contact)¹².

Após uma prospecção bibliográfica e pesquisa em artigos publicados, pouco ou nada se encontra sobre uma técnica que permita, em osso de baixa densidade do tipo D3/D4, colocar um implante a nível sub-crestal sem recorrer ao uso do *countersink* ou escariador que desse modo elimina a pouca cortical que esse tipo de osso tem, diminuindo assim a possibilidade de uma melhor estabilidade do implante.

Misch¹³ refere que, nesses casos de muito baixa densidade, o uso do *countersink* é opcional, utilizando então a força do torque de inserção do próprio implante para o “*mergulhar*” no osso, tornando-o assim sub-crestal.

Mas, segundo o mesmo autor, ao utilizarmos este método em osso de baixa densidade podemos correr o risco de com a força do torque de inserção fazer

com que o próprio implante quebre as espiras ósseas que lhe dariam estabilidade comprometendo o sucesso da osteointegração¹⁴.

Tendo em conta tudo o que foi dito, parece-nos natural e imperioso contornar a técnica cirúrgica no sentido de colocar um implante nessas condições, mas ao mesmo tempo preservar ao máximo o osso existente.

Na tentativa de resolver este problema e tendo presente que em muitos casos, sobretudo naqueles em que os requisitos estéticos obrigam a que o implante fique sub-crestal, foi desenvolvida pelo autor uma técnica cirúrgica que permite colocar o implante a nível sub-crestal em osso de baixa densidade, sem recorrer ao uso do *countersink*, substituindo-o por um utensílio que, em vez de eliminar a cortical (como o faz o *countersink*), vai não só preservá-la, como torná-la mais densa.

Esta técnica a que nos referimos, não é mais do que uma variante do princípio de condensação óssea vertical utilizada por Summers^{6,7,8}, só que neste caso essa condensação é feita a nível coronal.

Tendo por base esta nova técnica, foi elaborado este trabalho de investigação que naturalmente foi levantando algumas questões às quais gostaríamos de responder e das quais queremos salientar algumas:

- Com esta alteração da técnica cirúrgica, aumentamos a densidade óssea em torno do módulo crestal dos implantes?
- A esse aumento da densidade óssea corresponde um aumento da estabilidade dos implantes?
- Existe de facto um aumento da estabilidade dos implantes?

Com este estudo experimental, e através da utilização de um utensílio cirúrgico especialmente desenvolvido pelo autor, ao qual se deu o nome de "impactor", serão comparados os resultados obtidos com a colocação, em colos de fémur de coelhos, de implantes com a técnica cirúrgica convencional (com brocas de diâmetro crescente e *countersink*), em comparação com a técnica convencional modificada, em que o *countersink* é substituído pelo "impactor".

1. Fisiologia óssea

1.1. CÁLCIO E FÓSFORO

O cálcio é o quinto elemento mais abundante no organismo e o componente inorgânico mais abundante no osso¹⁵. Para além de ter funções intra e extra-celulares vitais, é um co-factor fundamental na transmissão neuronal, na actividade enzimática e na coagulação sanguínea. Tem também influência no transporte de iões através das membranas celulares¹⁵.

O outro principal componente mineral do esqueleto é o fósforo e a sua actividade está directamente relacionada com o cálcio. Cerca de 85% de todo o fósforo existente no corpo humano encontra-se nos ossos sob a forma de hidroxiapatite, que tem dez iões de cálcio, seis de fosfato e dois iões hidroxílicos: $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ ¹⁵.

Apenas 1% de toda a quantidade de cálcio-fósforo existente na matriz podem ser rapidamente desdobrada em iões¹⁵. Isto acontece sobretudo no osso trabéculado ou esponjoso que se encontra no interior dos ossos curtos e nas epífises e metáfises dos ossos longos. O osso esponjoso tem uma relação superfície/volume máxima, ao contrário do osso cortical compacto, onde essa mesma relação é mínima¹⁶. A dissolução da massa óssea ocorre na superfície dessa estrutura trabéculada pela acção dos osteoclastos agrupados nas "lacunas de Howship" (Figura.1).

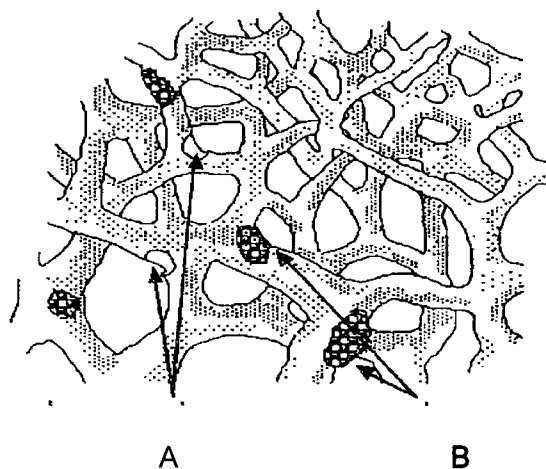


Figura 1. Osso esponjoso.
Osteoclastos a reabsorver as trabéculas (B).
Após a sua acção osteoclástica (A).
Fonte: Luís M. Alvim Serra: Critérios Fundamentais em Fracturas e Ortopedia¹⁹

Ainda que o cálcio e o fósforo funcionem como uma equipe na mineralização da matriz óssea, já como iões livres têm papéis antagónicos na homeostase intra e extracelular. O cálcio é um ião extra celular enquanto o fósforo é intracelular. A relação cálcio/fósforo é de 10000/1. Esta diferença é vital uma vez que se o cálcio entrasse na célula igualando o seu gradiente externo ao interno haveria de imediato morte celular porque se ligava e neutralizava os radicais orgânicos de fosfato que são essenciais ao metabolismo e às correias de energia^{16,17}.

1.1.1. *Mecanismos reguladores do cálcio intracelular*

Os mecanismos homeostáticos intracelulares do cálcio e fósforo obedecem a regras que assentam em três verdades essenciais¹⁸:

O sal fosfato de cálcio não é solúvel nos fluidos orgânicos. Se as concentrações de cálcio e fosfato excedem um produto de solubilidade crítico, ocorrerão calcificações ectópicas.

A irritabilidade e a condutibilidade dos nervos e dos músculos estriados e lisos são inversamente proporcionais aos níveis do ião cálcio sérico (a equação é de sinal oposto para o músculo cardíaco). As três relações têm uma muito estreita margem de segurança.

O cálcio só atravessa a membrana celular num sentido ou noutro através de um sistema de transporte. Este sistema é definido por três componentes:

-A hormona paratiroideia (PTH) liga-se a um receptor na membrana celular e pela acção da adenilciclase e do monofosfato de adenosina cíclico, permite a entrada do ião cálcio ou a descarga do cálcio intramitocondrial, para o citoplasma (Figura 2)¹⁸.

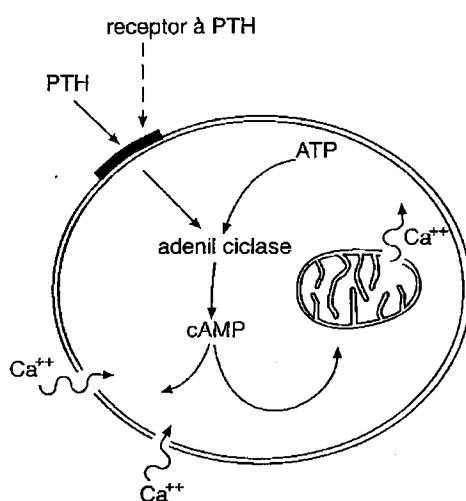


Figura 2 – A hormona paratiroide (PTH) liga-se a receptores próprios e estimula a produção de adenilciclase, para maior síntese de AMP cíclico.
Fonte: Luís M. Alvim Serra: Critérios Fundamentais em Fracturas e Ortopedia¹⁹

-A hormona 1,25-dihidroxi-vitamina D actua estimulando a síntese de colecalcinas, que podem transportar o cálcio através da membrana para o espaço extracelular (Figura 3)¹⁸.

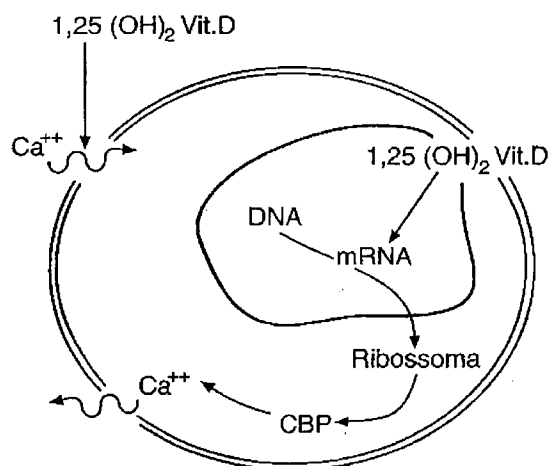


Figura 3 – A hormona 1,25-dihidroxi-vit.D estimula o mRNA.

Fonte: Luís M. Alvim Serra: Critérios Fundamentais em Fracturas e Ortopedia¹⁹

-Se a concentração intracelular do fosfato ultrapassar um valor crítico, o transporte do cálcio é inibido.

1.1.2. Mecanismos reguladores do cálcio circulante

Da totalidade de cálcio existente no corpo de um jovem adulto saudável, 99% estão limitados à estrutura óssea e o restante 1% circula no líquido extra celular. Este 1% de cálcio circulante é diariamente filtrado e reabsorvido pelos rins, onde

apenas 1-2% são excretados pela urina, sendo por isso no intestino absorvido diariamente a mesma quantidade¹⁸.

No adulto o nível normal de cálcio varia entre 8,5 e 10,5 mg/dl, onde cerca de 40% está ligado às proteínas plasmáticas, principalmente à albumina. A alteração do PH do sangue influencia a ligação do cálcio às proteínas plasmáticas, sendo essa ligação directamente proporcional ao seu aumento¹⁸.

O metabolismo e a homeostase do cálcio e fosfato são controlados pela hormona paratiroide, pela calcitonina e pelos metabólitos da vitamina D. O objectivo da paratormona e da 1,25-dihidroxi-vitamina D é evitar a queda do nível sérico do cálcio e o da calcitonina é corrigir a sua elevação. A 1,25-dihidroxi-vitamina D aumenta o cálcio no sangue estimulando a absorção intestinal e a hormona paratiroideia diminui as perdas renais e liberta cálcio do osso. A calcitonina trava a destruição do osso e aumenta a excreção renal¹⁸.

1.1.2.1. Hormona paratiroideia (PTH)

A sua acção no osso é a estimulação da reabsorção pela activação dos osteoclastos (activação das lacunas de Howship). No rim, estimula a reabsorção do cálcio e promove a excreção dos fosfatos. No intestino, a PTH aumenta indirectamente a absorção do cálcio pelo seu efeito renal na síntese de 1,25 dihidroxi-vitamina D¹⁸.

1.1.2.2. *Vitamina D*

As vitaminas D são um grupo de compostos com base na molécula de colesterol que influenciam o transporte de cálcio e fósforo no osso, rim e intestino. A vitamina D2 (ergocalciferol) é a forma ingerida e a vitamina D3 (colecalfiferol) é a forma sintetizada na pele a partir do 7-dehidro-colesterol através da acção da radiação ultravioleta com um comprimento de onda de 280nm. Tanto a vitamina D2 como a D3 são transportadas para o fígado onde é criada a sua forma circulante, a 25-hidroxi-vitamina D¹⁸.

1.1.2.3. *Calcitonina*

Não se compreende muito bem qual o papel desta hormona na fisiologia humana sabendo-se que é um polipeptídeo segregado pelas células C da glândula tiroideia e que a sua produção leva à hipercalcemia. No rim diminui a reabsorção do cálcio e a nível ósseo, diminui também a acção dos osteoclastos¹⁸.

1.2. COLAGÉNIO

Trata-se da proteína mais abundante do organismo sendo a sua principal característica a resistência à tensão, o que a torna fundamental para o esqueleto. É uma macromolécula estrutural que confere propriedades tensis aos tecidos, constituída por fibrilas com uma arquitectura helicoidal tripla. A sua

síntese inicia-se no meio intra-celular nos ribossomas e retículo endoplasmático, mas é no espaço extracelular que o colagénio se organiza em fibrilas^{16,17}.

O seu papel no osso é de capital importância uma vez que é o seu constituinte orgânico mais importante (94%) chegando aos 20% do seu peso.

O colagénio está para o osso assim como o ferro está para o betão. As suas fibras orientam-se segundo as linhas de força a que o osso está sujeito conferindo-lhe a resistência elástica necessária para suportar e recuperar do stress deformante dentro dos limites fisiológicos^{16,17}.

1.3. COMPOSIÇÃO DO OSSO

1.3.1. Componentes minerais

Os minerais constituem 70% da matéria óssea. A quase totalidade da matéria mineral é constituída por uma forma parecida com a hidroxiapatite, mas de cristais mais pequenos e irregulares chamada de apatite óssea que é constituída por magnésio, zinco, sódio, potássio, cloro, flúor e estrôncio^{16,17}.

1.3.2. Componentes orgânicos

Constituem os restantes 30% de toda a matéria óssea e destes, 2% são células ósseas e 98% são componentes orgânicos da matriz extra celular^{16,17}.

1.3.2.1. Elementos da matriz

O componente orgânico mais abundante na matriz é o colagénio tipo I com cerca de 95% do total. O colagénio é distribuído na matriz tendo em atenção as linhas de força ou stress mecânico seguindo o princípio da lei de Wolff¹⁹. O restante material orgânico que corresponde a 5% desempenha um papel importante no metabolismo e mineralização da matriz, sendo constituídos por proteínas onde se destaca a osteocalcina que é a mais abundante^{16,17}.

1.3.2.2. Elementos celulares

As células ósseas baseiam-se essencialmente em três tipos diferentes (osteoblastos, osteócitos e osteoclastos), que agem como construtores ou gestores do metabolismo tendo desta forma papéis duplos mas por vezes antagónicos^{16,17}.

Osteoblastos

São as células formadoras de osso que na sua actividade utilizam uma superfície periostal, endostal, trabecular ou vascular para se apoiarem e sintetizar em camadas sobrepostas a matriz orgânica ou osteoide, produzindo grandes quantidades de fosfatase alcalina, que prepara a matriz para a mineralização^{16,17}.

Osteócitos

São células que derivam dos osteoblastos e que se encontram dentro de pequenas lacunas da matriz óssea madura e lamelar. São constituídas por uma rede de canaliculos que entram em contacto com as células vizinhas utilizando-as para realizar as suas trocas metabólicas, regulando a homeostasia do osso^{16,17}.

Osteoclastos

Podem apelar-se de células destruidoras de osso, uma vez que, ao contrário dos osteoblastos e dos osteócitos, derivam de células circulantes da linha dos monócitos/macrófagos. São células gigantes com muitos núcleos, ricos em enzimas lisossómicas^{16,17}.

1.4. ESTRUTURA ÓSSEA

Podem considerar-se dois tipos de osso: um definitivo e outro provisório, sendo este último aquele que ocorre aquando da consolidação das fracturas e que é fibroso (pela sua constituição anárquica), o calo ósseo. O osso definitivo ou maduro tem uma estrutura lamelar e uma constituição química e propriedades idênticas em todo o esqueleto, seja qual for o modo de formação (intramembranosa ou encondral) ou a organização estrutural (osso cortical ou esponjoso)^{16,17}.

O osso definitivo é dividido em duas arquitecturas diferentes, o osso cortical e o esponjoso ou trabecular.

1.4.1. Osso esponjoso

É constituído por trabéculas ósseas entrecruzadas complexamente no espaço tridimensional (Figura 1), mas seguindo sempre as linhas de força mecânica o que dá a este tipo de osso uma extraordinária capacidade de resistir com eficácia às cargas a que está sujeito^{16,17}. Ao contrário, o osso cortical está mais apto a resistir às forças de extensão/flexão e de torção. Toda esta trama de trabéculas ósseas está revestida por uma membrana epitelial de osteoblastos que podem ser activados para formar mais lamelas ósseas e, assim, torná-las mais espessas. À superfície das trabéculas também actuam os osteoclastos que assumem um papel contrário ao do metabolismo ósseo destruindo matriz e libertando minerais nas lacunas de Howship (Figura 1)^{16,17}.

Devido à enorme superfície/volume de osso esponjoso existente no corpo humano (cerca de dez vezes superior à do osso cortical), é aqui que os osteoclastos têm um campo naturalmente privilegiado para a sua acção. Daqui se compreende que a osteoporose, seja qual for a sua causa, "ataca" primeiro nas zonas de osso esponjoso^{16,17}.

1.4.2. Osso cortical

É também denominado de osso compacto e a sua unidade fundamental é o osteão ou sistema haversiano, que é um cilindro de capas sobrepostas a um capilar central, orientadas segundo as forças suportadas e por isso dispostas no sentido do comprimento do osso. O osso cortical é renovado por um processo

diferente do osso esponjoso uma vez que a sua destruição ou formação pode apenas ocorrer à superfície^{16,17}.

1.5. RESPOSTA DO TECIDO ÓSSEO À LESÃO

Se fizermos uma breve chamada de atenção para a fisiologia óssea, e nos recordarmos da resposta do tecido ósseo à lesão, sabemos que, após uma lesão como uma fractura ou um procedimento cirúrgico, o tecido ósseo entra num processo de regeneração espontâneo, que em condições normais e favoráveis, resulta na completa restauração da anatomia original. Sendo assim, importa recordar também que a cicatrização do tecido ósseo passa por quatro fases distintas e que se sobrepõem^{20,21,22}.

- Inflamação;
- Formação do calo mole;
- Formação do calo duro;
- Remodelação.

1.5.1. Inflamação

Esta reacção fisiológica tecidual que dura cerca de quatro dias instala-se logo após a fractura. Caracteriza-se por se iniciar com uma hemorragia, formação de hematoma, edema, aumento da temperatura local e dor. A lesão vascular associada torna o meio envolvente ácido e hipóxico, podendo originar alguns sinais de necrose tecidual no local da lesão^{20,21}. Nesta fase, há uma chamada de

neutrófilos e macrófagos ao local da lesão, com produção de citocinas, das quais algumas são estimuladoras da produção das células reparadoras como os osteoblastos e células endoteliais. Os osteoclastos e os macrófagos removem o osso e tecidos necróticos do local da lesão. Ao mesmo tempo, as células dos tecidos próximos à lesão são estimuladas e induzidas a diferenciarem-se em osteoblastos para se iniciar a produção de novo tecido ósseo. Esta indução para a diferenciação celular é multifactorial e envolve várias interações e estímulos, com o objectivo comum da reparação tecidual^{20,21}.

1.5.2. Formação do calo mole

Nesta fase que pode ter a duração de três a quatro semanas, pode observar-se um blastema de tecido mole que penetra e envolve os fragmentos de tecido ósseo, aglutinando-os e imobilizando-os^{20,21}. Este tecido mole contém várias células, das quais se destacam pré-osteoblastos em proliferação, fibroblastos e condroblastos que estão englobados numa matriz rica em glicoproteínas e colagénio, onde os vasos sanguíneos se desenvolvem. Este calo mole pode ser dividido em externo e interno, sendo o primeiro originário da proliferação dos osteoblastos provenientes do perióstio, e o segundo formado pelos osteoblastos do endóstio^{20,21}.

1.5.3. Formação do calo duro

Gradualmente o calo mole é substituído por tecido ósseo imaturo, ao mesmo tempo que o pH da matriz que envolve a lesão se aproxima da neutralidade e a osteogénese continua, mas a actividade osteoclástica ainda está presente. Esta fase tem uma duração de dois a três meses nos ossos longos adultos, podendo ser mais rápido em ossos jovens^{20,21}.

1.5.4. Remodelação

Na fase da remodelação, o tecido ósseo imaturo é gradualmente convertido em osso lamelar. Os osteoclastos removem os excessos de tecido ósseo remanescente sob o perióstio e remodelam a superfície endostal de forma a restaurar a cavidade medular. Esta fase pode dar-se por terminada quando no local da lesão não for possível, estrutural e funcionalmente, observar qualquer sinal da lesão^{20,21}.

A remodelação é definida como uma modificação ou reestruturação interna do osso previamente existente. É um fenómeno combinado ao nível do tecido ósseo²³. A activação (A) das células ósseas precursoras resulta numa sequência de: 1º- reabsorção activa (R); 2º- quiescente ou reversão (Q); e 3º- formação (F). A duração do ciclo A – R (Q) – F de remodelação (“sigma”) é de cerca de seis semanas para os coelhos, doze para os cães, e dezassete para os humanos (Tabela I)²³.

Tabela I – Ciclo de remodelação do osso cortical – sigma
(em semanas)

	<i>Coelho</i>	<i>Cão</i>	<i>Homem*</i>
<i>Activação (A)</i>	<0,5	0,5	<1,0
<i>Reabsorção (R)</i>	1,0	1,5	2,0
<i>Quiescente ou Reversão (Q)</i>	0,5	1,0	1,5
<i>Formação (F)</i>	4,5	10,0	13,0
<i>A – R (Q) – (F)</i>	6,0	12,0	17,0
<i>Factor</i>	x**	2x	3x

*Os equivalentes humanos são extrapolados, de acordo com a duração do ciclo de remodelação.

**O coelho foi utilizado como valor básico.

Fonte: Misch CE. Implantes Dentários Contemporâneos²³.

2. Importância da densidade óssea em implantologia

Em implantologia, o osso disponível é de extrema importância porque nos mostra a arquitectura e volume das áreas edêntulas, dando uma noção da previsibilidade, do sucesso ou insucesso esperados, tendo em conta a sua constituição externa e interna relativamente à sua densidade²⁴. A densidade do osso disponível é um factor determinante no plano de tratamento, no *design* do implante, na abordagem cirúrgica, no tempo de cicatrização e na carga inicial progressiva sobre o osso durante a reconstrução protética²⁴.

Vários estudos, demonstraram que existe um índice de insucesso mais elevado em osso de menor densidade do que em osso de densidade mais elevada^{25,26}. Adell et al.²⁷ relataram um índice de sucesso 10% maior na região anterior da mandíbula do que na mesma região da maxila. Os índices mais altos de falha clínica foram observados na região posterior da maxila^{26,27}. A região anterior da mandíbula tem uma densidade óssea muito maior do que a região anterior da maxila, assim como a região posterior da mandíbula tem uma densidade inferior do que a sua região anterior. Portanto, o osso de qualidade inferior situado na região posterior da maxila está associado a taxas mais altas de insucesso em implantologia^{28,29}.

3. Classificação óssea segundo a sua densidade

Em 1970, Linkow³⁰ relacionou as várias densidades do osso com a sua importância para a implantologia, tendo-a classificado em três categorias:

- Estrutura óssea da classe I: Este seria o tipo ideal de osso, consistindo em trabéculas uniformemente espaçadas, com pequenos espaços esponjosos.
- Estrutura óssea da classe II: Neste osso existe espaços esponjosos ligeiramente maiores, mas com menos uniformidade das trabéculas ósseas.
- Estrutura óssea da classe III: Neste tipo de osso existem grandes espaços preenchidos por medula entre as trabéculas ósseas.

O mesmo autor referiu que na classe III os implantes ficam "frouxos", o osso da classe II é satisfatório e o da classe I seria considerado como uma base sólida para as próteses implanto-suportadas.

Em 1985, Lekholm e Zarb³¹ definiram quatro tipos de osso que normalmente é encontrado na zona anterior da mandíbula e maxila:

- A qualidade 1 era composta por osso homogénio e compacto.
- A qualidade 2 compreendia uma camada espessa de osso compacto que circundava um núcleo de osso trabecular denso.
- A qualidade 3 apresenta uma fina camada de osso cortical em torno de um osso trabecular denso e com uma resistência favorável.
- A qualidade 4 compreendia uma fina camada de osso cortical que circundava um núcleo de osso trabecular de baixa densidade.

Para estes autores, e independentemente das distintas qualidades de osso, todos os implantes tinham o mesmo *design* e o seu protocolo cirúrgico e protético era semelhante³². O facto de se seguir este protocolo, fazia com que existissem diferenças de 10% na sobrevida do implante, entre o osso da qualidade 2 e o da qualidade 3, e uma diferença na sobrevida de 22% na qualidade de mais baixa densidade³³.

Jaffin e Bernman³⁴ relataram 55% de falhas ocorridas no osso da qualidade 4, quando este era encontrado em 35% ou mais na maxila. Engquist et al.³⁵ chegaram à conclusão que 78% das falhas aconteciam no osso de qualidade 4 e paralelamente, Friberg et al.³⁶ relatam que 66% de todos os insucessos acontecem no osso mole com reabsorção severa. Definitivamente este protocolo cirúrgico e protético não apresentava os mesmos resultados independentemente das distintas qualidades de osso mas, pelo contrário, diminuía as falhas à medida que aumentava a qualidade do osso. A quantidade de reabsorção óssea marginal também foi relacionada com a tensão e densidade óssea³⁷.

Em 1998, Misch³⁸ generalizou os vários tipos de densidade óssea, independentemente dos locais onde se encontravam nos ossos da cavidade bucal, tendo-se baseado nas características microscópicas do osso cortical e trabecular. Normalmente não havia grandes variações nas regiões dos maxilares com densidades similares.

3.1. CLASSIFICAÇÃO DA DENSIDADE ÓSSEA PROPOSTA POR MISCH

Para este autor, o osso cortical denso e/ou poroso é encontrado nas superfícies externas e incluem uma crista de um rebordo edêntulo (Tabela II).

Tabela II. Classificação da densidade óssea segundo Misch

OSSO	DENSIDADE
D1	Osso cortical
D2	Osso cortical espesso, denso a poroso na crista do rebordo e trabecular fino no interior
D3	Osso cortical poroso e fino no rebordo envolvendo um osso trabecular fino
D4	Osso trabecular fino
D5	Osso imaturo não mineralizado

D1 – Densidade do tipo 1; D2 – Densidade do tipo 2; D3 – Densidade do tipo 3

D4 – Densidade do tipo 4; D5 – Densidade do tipo 5

Fonte: Misch CE. Implantes Dentários Contemporâneos ²⁴.

O osso trabecular, grosso e fino, é encontrado dentro da cápsula externa do osso cortical e, por vezes, na superfície da crista de um rebordo edêntulo residual. Frost³⁹ descreveu pela primeira vez 4 diferentes qualidades de osso

relativamente às suas densidades, partindo da mais densa para a menos densa, da seguinte forma:

- cortical denso
- cortical poroso
- trabecular grosso
- trabecular fino

Estas quatro densidades macroscópicas decrescentes exprimem as quatro categorias de osso localizado nas áreas edêntulas da maxila e mandíbula. As localizações das diferentes densidades do osso cortical são menos variáveis do que as do osso trabecular³⁹.

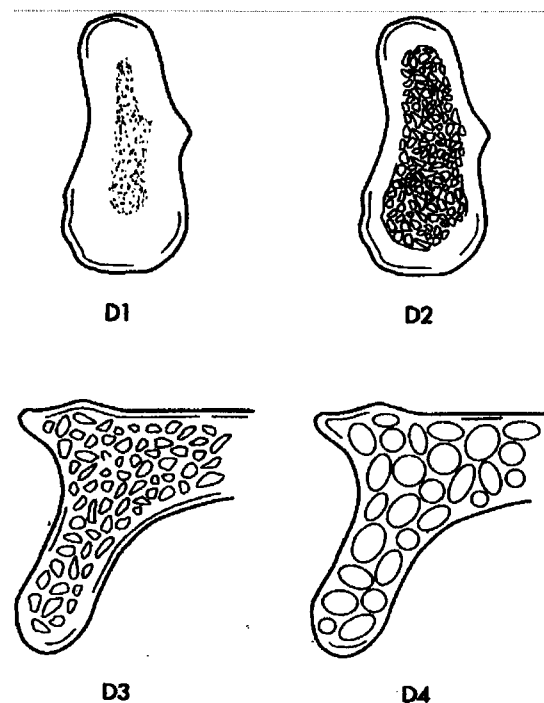


Figura 4 -Descrição macroscópica dos quatro tipos de densidade óssea, proposta por Misch.
D1 – Densidade do tipo 1; D2 – Densidade do tipo 2; D3 – Densidade do tipo 3
D4 – Densidade do tipo 4

Fonte: Misch CE. Implantes Dentários Contemporâneos²⁴.

Na classificação proposta por Misch²⁴, ao osso D1 corresponde um osso cortical denso. O osso D2 tem um osso cortical poroso, denso e espesso na crista que envolve um osso trabecular grosso. Ao osso D3 corresponde um rebordo cortical poroso e mais fino, com osso trabecular fino. O osso D4 quase não tem osso cortical marginal e por isso o osso trabecular fino é maioritário junto do implante (Figura 4). Um osso muito imaturo, mole e com mineralização incompleta, seria chamado de D5.

3.2. LOCALIZAÇÃO DA DENSIDADE ÓSSEA

Segundo Misch²⁴ a localização das diferentes densidades ósseas podem estar sobrepostas a outras regiões diferentes na cavidade bucal (Tabela III).

**Tabela III. Localização anatômica comum dos tipos de densidade óssea
(% de ocorrência)**

Osso	Região Anterior da Maxila	Região Posterior da Maxila	Região Anterior da Mandíbula	Região Posterior da Mandíbula
D1	0%	0%	6%	3%
D2	25%	10%	66%	50%
D3	65%	50%	25%	46%
D4	10%	40%	3%	1%

D1 – Densidade do tipo 1; D2 – Densidade do tipo 2; D3 – Densidade do tipo 3
D4 – Densidade do tipo 4; D5 – Densidade do tipo 5
Fonte: Misch CE. Implantes Dentários Contemporâneos²⁴.

O osso D1 quase nunca é observado na maxila, mas na mandíbula, aparece em cerca de 8% das vezes e encontra-se duas vezes mais na região anterior da mandíbula do que na posterior²⁴.

A densidade óssea D2 é mais frequentemente encontrada na mandíbula, podendo aparecer na sua região anterior, em cerca de dois terços dos casos. Cerca de metade dos pacientes tem osso D2 na região posterior da mandíbula e

com uma frequência muito maior do que na maxila. Cerca de um quarto dos pacientes têm osso D2 que se situa mais na zona de pré-molares. Este tipo de osso é mais frequente na zona anterior de um paciente parcialmente edêntulo do que nas áreas molares de um paciente totalmente edêntulo. Os pacientes parcialmente edêntulos, com ausência de 1 ou 2 dentes por espaço, quase sempre têm osso D2²⁴.

A densidade D3 é muito comum na maxila, uma vez que metade dos pacientes apresentam este tipo de densidade óssea na arcada superior. A região anterior da maxila tem osso D3 em cerca de 65% dos casos, enquanto que quase metade dos pacientes apresenta esta densidade nas regiões posteriores da maxila, mas com maior incidência na região de pré-molares. Quase metade das regiões posteriores da mandíbula também apresenta osso D3 mas, nos casos das regiões anterior edêntulas, esta densidade também está presente em cerca de 25% dos casos²⁴.

O osso menos denso de todos, o osso de densidade D4, está presente geralmente na região posterior da maxila (cerca de 40%), especialmente nas regiões molares ou após enxerto para aumento sinusal. A região anterior da maxila tem osso D4 em menos de 10% dos casos, geralmente após enxerto *onlay* de osso da crista ilíaca. A mandíbula apresenta osso D4 em menos de 3% dos casos²⁴.

Geralmente, a região anterior da maxila é tratada como um osso D3, a região posterior da maxila como um osso D4, a região anterior da mandíbula como osso D2 e a região posterior da mandíbula como osso D3²⁴.

4. Análise da frequência de ressonância (R.F.A.)

Existem muitas variáveis que afectam a estabilidade dos implantes e com isso levar ao insucesso do tratamento. No entanto, podemos avaliar essa estabilidade através de alguns parâmetros como, por exemplo, as medidas de torque, o Periotest® e as radiografias.

Como já foi dito, estas técnicas são falíveis e pouco precisas, uma vez que não nos permitem avaliar quantitativa nem qualitativamente essa mesma estabilidade no que respeita ao período de osteointegração e após a carga funcional do implante^{40,41}. O torque de inserção do implante, é um dos parâmetros de avaliação da estabilidade muito estudado e que permite avaliar a estabilidade no momento da inserção do implante, ainda que esteja condicionado por algumas variáveis adicionais como o tipo de implante, a qualidade do osso e a técnica cirúrgica^{40,41}.

A análise da frequência de ressonância (RFA) foi desenvolvida no sentido de ser a técnica mais precisa na avaliação da estabilidade do implante^{42,43}. Esta técnica consiste na fixação de um transductor electrónico ao implante ou ao pilar de cicatrização, que é excitado por uma onda sinusoidal emitindo uma resposta lida por um analisador de frequência⁴⁴. Esta resposta da Frequência de Ressonância é dada através de uma escala que varia entre 0-100, à qual se deu o nome de ISQ (Implant Stability Quotient), e que nos indica que quanto mais alto o valor do ISQ, mais estável estará o implante⁴⁴.

A estabilidade do implante pode medir-se no momento da sua colocação e em qualquer momento da osteointegração, para que se possa determinar se a

formação e remodelação ósseas acompanham o processo normal de cicatrização. No momento da colocação do implante, o facto de se saber a sua estabilidade inicial pode interferir no protocolo de tratamento, na medida em que nos ajuda a decidir pela carga imediata, precoce ou retardada. Para além disto, a estabilidade inicial dá uma grande ajuda como valor de referência, permitindo avaliar a osteointegração no decorrer do tempo, sabendo que uma alteração na altura ou densidade do osso levará a uma diminuição dos valores do ISQ⁴⁴.

5. Objectivos

Com este estudo propomo-nos:

- Avaliar e comparar o torque de inserção dos implantes colocados com a técnica convencional e com a técnica que utiliza o impactor.
- Avaliar e comparar o I.S.Q. (Implant Stability Quocient) dos implantes colocados com a técnica convencional e com a técnica que utiliza o impactor.
- Relacionar os resultados do I.S.Q. e do Torque de inserção entre a técnica convencional e a que utiliza o impactor.
- Registrar, comparar e analisar radiograficamente os resultados obtidos pelas duas técnicas cirúrgicas.

CAPÍTULO II

MATERIAIS E MÉTODOS

1. Materiais

1.1. IMPACTOR

Trata-se de um instrumento cirúrgico em aço inoxidável, desenvolvido pelo autor, com a finalidade de substituir a broca perfiladora ou *countersink* nos casos em que se pretende submergir os implantes (Figura 5).

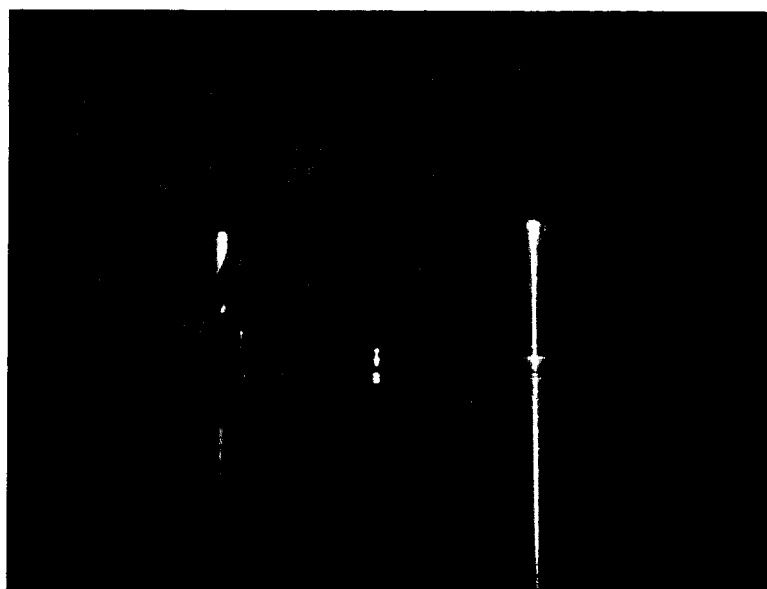


Figura 5 – Da esquerda para a direita: *countersink*, implante 3i® de 3,75mm de diâmetro por 11,5mm de comprimento e Impactor.

Na sua parte activa é constituído por um cilindro de 5mm de comprimento e com um diâmetro de 3mm, idêntico ao diâmetro da última broca utilizada na preparação do leito cirúrgico. Imediatamente atrás desse cilindro reproduz fielmente e com exactidão o desenho e angulação da cabeça do implante, apresentando uma ranhura que marca o fim da mesma para que o cirurgião possa constatar, durante o acto cirúrgico, o nível a que vai submergir o implante (Figura 6).

Este instrumento cirúrgico é feito em aço inoxidável e, portanto, de fácil limpeza, autoclavável e está desenhado de forma a não reter resíduos durante o acto cirúrgico.

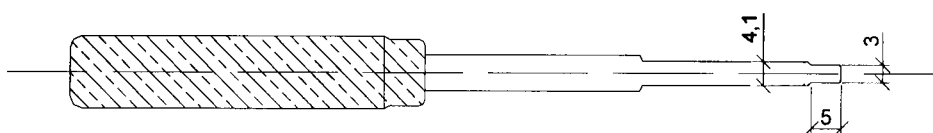


Figura 6 – Desenho esquemático e medidas da parte activa do Impactor.

1.2. OSSTEL MENTOR®

Osstel Mentor® (Integration Diagnostics AB, Göteborg Sweden) é o nome atribuído à versão mais recente e evoluída do aparelho de medição da estabilidade do implante (I.S.Q.)⁴⁴. Trata-se de um instrumento de medição que obedece a um novo conceito, mais compacto, tecnologicamente mais evoluído e de fácil utilização, alimentado por uma bateria recarregável (Figura 7).

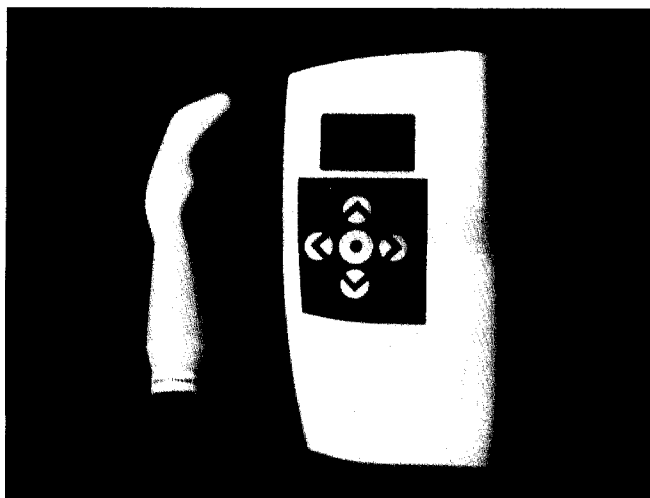


Figura 7 – Osstell Mentor® – sonda e instrumento de leitura.

O resultado das medições da estabilidade dos implantes, é apresentado num pequeno monitor incorporado, sendo armazenadas na sua memória, podendo mais tarde, ser transferidas para um computador através de uma porta USB ou infra-vermelhos depois de colocado na sua base de alimentação (Figura 8).

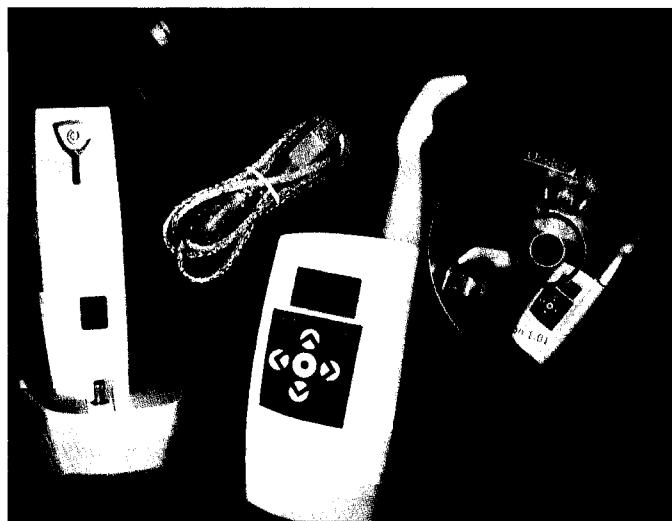


Figura 8 – Osstell Mentor, base de alimentação, cabo da sonda, cabo USB e CD com o software.

A estabilidade dos implantes mede-se após se ter aparafusado manualmente, ao implante ou ao pilar de cicatrização, uma pequena vareta metálica que se chama “*smartpeg*” (Figura 9).

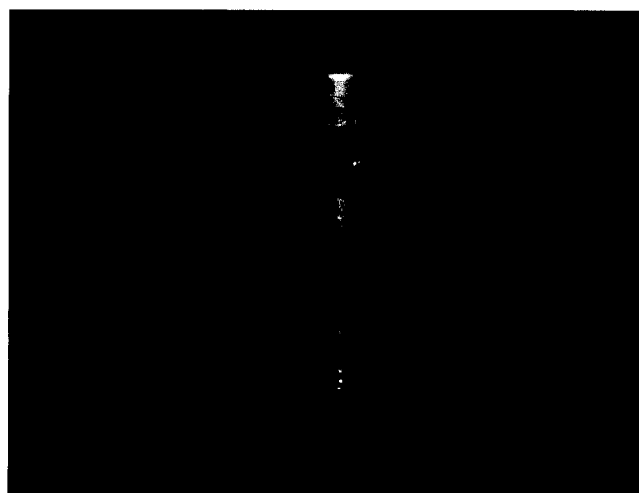


Figura 9 – Smartpeg.

Esta técnica é isenta de contacto entre o Osstell® e o *smartpeg*, tem a duração de 1-2 segundos e é totalmente não invasiva⁴⁴. A sonda emite um sinal de frequência contra o *smartpeg* que por sua vez o reenvia numa determinada frequência de ressonância a qual depende da estabilidade do implante e é traduzida numa escala que varia entre 1-100, sendo essa mesma estabilidade directamente proporcional ao valor obtido (Figura 10). O resultado obtido é dado em valores de I.S.Q. (Implant Stability Quocient)⁴⁴.



Figura10 – Exemplo de leitura da estabilidade do implante.

1.3. MOTOR OSSEOCARE®

O Osseocare® (Nobel Biocare AB, Göteborg, Sweden) é um motor eléctrico com fins cirúrgicos para a trepanação do leito cirúrgico e colocação dos implantes. Foi concebido para perfuração, inserção de implantes, conexão de pilar e/ou apertar parafusos durante o trabalho protético. O Osseocare® (Nobel Biocare AB, Göteborg, Sweden), pode também ser utilizado na cirurgia oral em geral, tendo sempre em consideração os limites impostos pela própria unidade.

Estão disponíveis três modos de operação diferentes: alta velocidade de cirurgia, baixa velocidade de cirurgia e modo protético. Para evitar sobrecarga mecânica de tecidos ósseos ou do equipamento, está equipado com um limitador de torque que pode ser regulado a limites de 20, 30, 40 ou 50 Ncm nos modos de cirurgia e de 10, 20, 32 ou 45 Ncm no modo de prótese.

O Osseocare® está equipado com funções de medição que podem ser utilizadas no modo de baixa velocidade de cirurgia e no modo de prótese. Tem também uma bomba de refrigeração externa que está embutida na unidade.

Esta unidade cirúrgica faz o registo em cartões magnéticos do torque necessário para a trepanação e colocação dos implantes a baixa rotação, permitindo fazer esse mesmo registo em várias fases da preparação do leito e inserção dos implantes (Figura 11).

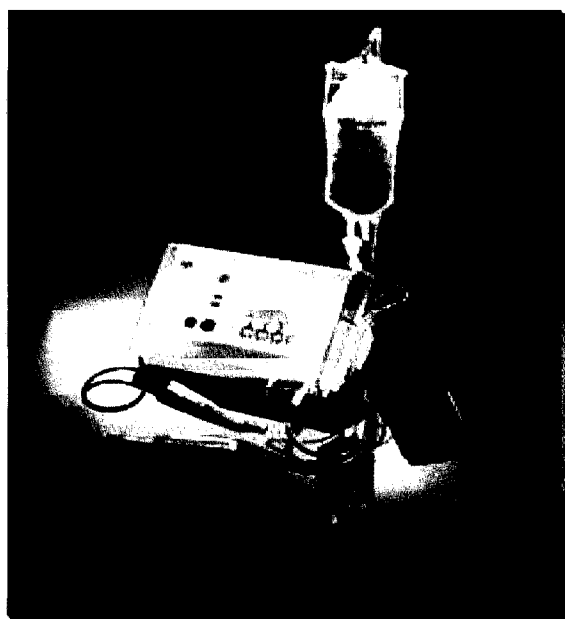


Figura 11 – Osseocare®.

O leitor de cartão de memória com software (Figura 12), é para ser utilizado na transferência de informação para um PC, guardar, comparar e imprimir curvas de medição criadas pelo Osseocare®, juntamente com um cartão de memória DEA 343.

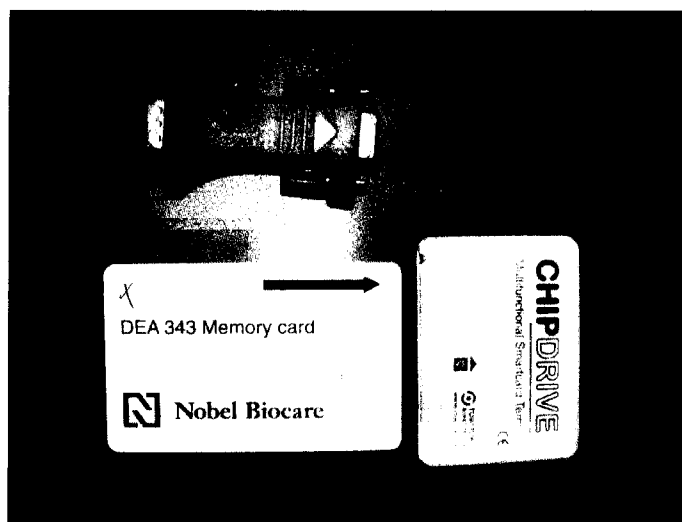


Figura 12 – Cartão de memória e drive de leitura.

1.4. APARELHO DE RX

Para a avaliação radiográfica foi utilizado um aparelho da marca Trophy®, modelo CCX Digital, com um Filtro total de 2,5mm em alumínio e um tamanho do foco de 0,7mm. A sua potência é de 70K.V. e 8 mA. (Figura 13)

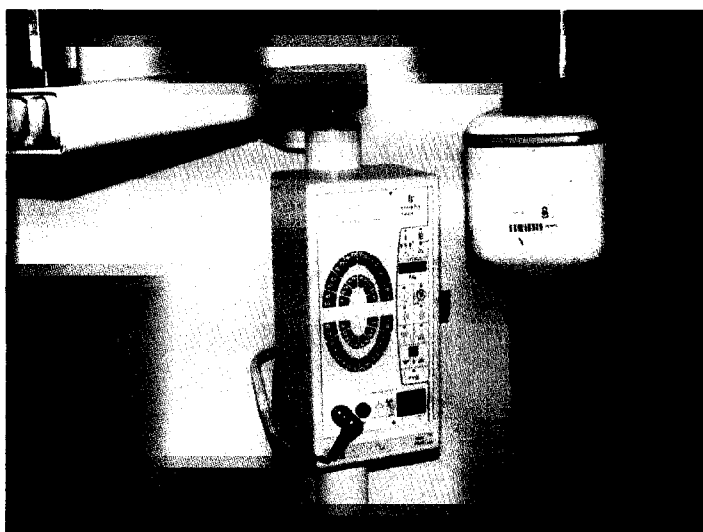


Figura 13 – Aparelho de Rx utilizado.

As películas utilizadas foram da Kodak®, modelo ultra speed D occlusal de 57mm por 76mm. (Figura 14)



Figura 14 – Modelo de películas de RX utilizado.

2. Métodos

2.1. EXPERIMENTAÇÃO ANIMAL

2.1.1. Modelo experimental

A escolha do coelho como animal de experimentação foi objecto de reflexão e ponderação relativamente a determinados aspectos como os estudos prévios realizados em condições semelhantes, que permitem estabelecer comparações entre os resultados obtidos no ensaio e os resultados publicados na literatura⁴⁵.

A Transposição dos resultados obtidos no Coelho pode ser feita para o Homem quando se recorre ao mesmo tipo de osso, multiplicando-se o valor dos tempos seleccionados por três⁴⁶. O osso regenerado à volta dos implantes apresenta semelhanças significativas no Homem e no coelho com a vantagem de que no coelho essa mesma regeneração ocorre mais rapidamente, o que o torna no animal de escolha⁴⁷.

O custo dos animais e da sua manutenção é outro factor a ter em conta na viabilidade do projecto de experimentação. O coelho é considerado um animal com custos de aquisição e de manutenção dentro de limites razoáveis o que o torna mais acessível que os animais de maior porte, tendo também a vantagem de possuir ossos com dimensões suficientes para a colocação de implantes como os usados no nosso trabalho, o que não acontece com o rato ou a cobaia⁴⁸.

A utilização dos animais de experimentação tem que obedecer a normas específicas e legalmente estipuladas^{49,50}.

O tratamento deve ser feito por pessoal especializado e em condições adequadas, uma vez que estes animais são muito sensíveis às variações ambientais e podem morrer facilmente durante o ensaio experimental.

A legislação actualmente em vigor em Portugal, sobre as normas técnicas de protecção dos animais utilizados para fins experimentais e científicos, obriga a vários cuidados de ordem geral e de acomodação, assim como a selecção e o nº de animais, além de todas as condicionantes que devem regulamentar a experimentação animal⁴⁹.

Neste trabalho de investigação foram contempladas todas as normas que a legislação vigente exige relativamente à experimentação animal.

Relativamente ao nº de animais a utilizar na cirurgia experimental tivemos que ter em conta vários aspectos dos quais salientamos alguns:

- Minimização do número de animais a intervir: Segundo as normas legais vigentes no nosso país, deve reduzir-se ao máximo o número de animais a utilizar nos estudos experimentais⁴⁹. No que toca a este tipo de investigação animal as normas vigentes no nosso país estão de acordo com o que se passa a nível internacional^{51,52}. No caso de se fazerem testes de toxicidade o número mínimo de animais é de dois⁵⁰. Já no estudo da biocompatibilidade, eficácia e segurança biológica, devem ser utilizados um número máximo de cinco ou seis animais^{50,52}. No entanto com um número mínimo de dois animais por cada tempo de implantação podem obter-se resultados válidos para este tipo de estudos⁵³.

- Custos do trabalho de investigação: A quantidade e o tamanho dos animais, assim como o tempo que demora a investigação, são factores que têm muito significado no aumento dos custos, por isso, condicionam a realização deste tipo de trabalhos.

2.1.2. *Protocolo da cirurgia experimental*

Neste estudo experimental, foram utilizados 5 coelhos (*Oryctolagus cuniculus*) adultos, de raça Nova Zelândia, de ambos os sexos e com um peso médio que variava entre os 4,2 e os 4,8 kg. A equipa cirúrgica foi constituída por um cirurgião, um ajudante, um anestesista, um instrumentista, um médico veterinário e dois técnicos de apoio. A técnica anestésica utilizada consistiu na perfusão intra-muscular (i.m.) de Ketamina (ketalar®, Parke-Davis S.A., Espanha), numa dose de 100mg/kg de peso corporal, completada por Midazolam (Dormicum®, Roche, Suíça), na dose de 0,20 mg/kg, reforçada com a administração de anestesia local através da perfusão i.m. de 1,8 ml de Lidocaína a 2% com Epinefrina a 1:100000 (Graham Chemical Co., Jamaica) em torno da zona de intervenção. Durante o acto cirúrgico foram utilizadas todas as condições de assepsia recomendadas para este tipo de procedimentos experimentais. Todo o material utilizado num dado animal era descartável, embalado e esterilizado individualmente.

O local seleccionado para se colocarem os implantes foi o colo do fémur direito e esquerdo de cada coelho. As áreas de intervenção foram previamente preparadas com tricotomia, limpas e desinfectadas com uma solução dérmica iodada, bactericida e antimicótica (Betadine®, Asta Médica, Lisboa).

Houve a preocupação de escolher um acesso fácil ao trocanter de cada colo de fémur procurando reduzir ao mínimo o traumatismo nos tecidos intervencionados. A exposição da superfície óssea foi realizada através de uma

incisão longitudinal com cerca de 4 cm, utilizando um bisturi cirúrgico com uma lâmina nº15. A incisão permitiu o acesso ao periósteo, que foi cuidadosamente cortado e deslocado permitindo a exposição do osso (Figura 15).



Figura 15 – Ferida cirúrgica de acesso ao trocanter femoral.

O local de trepanação foi regularizado com brocas de tungsténio a baixa rotação e sob irrigação abundante com soro fisiológico (B. Braun Medical S.A., Espanha), sendo removida a cortical óssea numa circunferência de diâmetro aproximado de 7-8 mm de forma a que o módulo crestal do implante não ficasse em contacto com essa cortical e no sentido de se aproximar a um osso de densidade D3/D4 (Figura16).

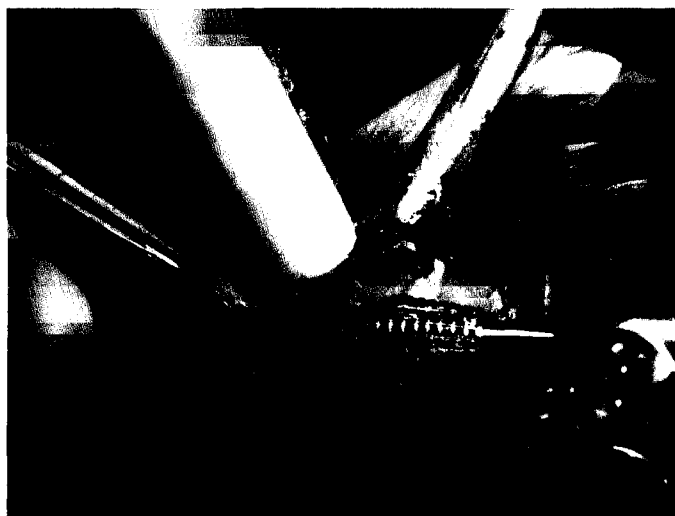


Figura 16 – Remoção da cortical.

Foram utilizados 10 implantes osseotite® padrão do sistema 3i ® (Implant Innovations, Palm Beach, USA) com 3,75mm de diâmetro e 11,5mm de comprimento.

Em cada coelho foi colocado no colo do fémur esquerdo um implante segundo a técnica convencional, utilizando o protocolo recomendado pela marca de implantes: perfuração com a broca esférica de 0,5mm de diâmetro, seguida pela broca de 2mm de diâmetro em todo o comprimento desejado, introdução da broca piloto, finalização da trepanação com a broca de 3mm de diâmetro e por último utilização do *countersink* ou broca perfiladora para alojar o módulo crestal do implante (Figura 17).



Figura 17 – Utilização do *countersink*.

No colo do fémur direito, foi seguido o mesmo protocolo com a exceção da utilização da broca perfiladora que neste caso foi substituída pelo impactor (Figura 18).



Figura 18 – Utilização do impactor.

Todos os implantes foram colocados ao mesmo nível crestal, sendo por isso todos submergidos (Figura 19). A trepanação foi realizada com brocas de diâmetro crescente (conforme o protocolo da marca de implantes) e com irrigação abundante com soro fisiológico.



Figura 19 – Implante colocado a nível sub-crestal.

Nos casos em que se usou o impactor, este foi introduzido após a preparação do leito cirúrgico, e a impactação foi feita com a ajuda de um martelo cirúrgico.

A inserção dos implantes foi efectuada com o motor eléctrico Osseocare® que faz o registo em cartões magnéticos do torque necessário para a inserção a baixa rotação de cada um dos implantes. O registo foi efectuado a três níveis diferentes durante a inserção de cada um dos implantes: Apical-R1, Terço médio-R2 e Crestal-R3.

Após a colocação final dos implantes no seu leito cirúrgico, foi aparafusado a cada um o *Smartpeg* e feita a medição da estabilidade com o *Osstell Mentor®* (Figura 20).



Figura 20 – *Smartpeg* aparafusado ao implante e leitura da estabilidade com o *Osstell Mentor®*.

Todo o acto cirúrgico foi realizado respeitando todas as normas de assepsia e com técnica cirúrgica precisa e delicada, apesar de neste tipo de cirurgia experimental ser difícil conseguir as condições ideais. Os implantes foram colocados delicadamente no local da trepanação e os tecidos moles suturados separadamente por planos, sendo encerrada a pele com sutura monofilamento de 3/0 (B. Braun SSC AG, Suisse) após o que se fez um penso asséptico para protecção da ferida cirúrgica com o cuidado de não interferir nos movimentos do animal (Figura 21).



Figura 21 – Desinfecção da ferida operatória com tintura de ginsiana.

Para reduzir a dor e o risco de infecção, foram administrados analgésicos e antibióticos profiláticos (Terramicina, Pfizer, Portugal) em doses de 30mg/kg, durante 1 semana após a cirurgia.

CAPÍTULO III

RESULTADOS

1. Técnica convencional

1.1. TORQUE DE INSERÇÃO

Com a utilização da técnica convencional, nota-se um aumento progressivo dos valores do torque de inserção à medida que se insere o implante no seu leito cirúrgico (Tabela IV e anexos 1,3,5,7,9).

Note-se a discrepância em R2 (terço médio do implante) e principalmente em R3 (terço crestal do implante) no 1º e 5º coelho.

Tabela IV. Valores do Torque de inserção dos implantes

		Coelho nº1	Coelho nº2	Coelho nº3	Coelho nº4	Coelho nº5	Média ± d.p.
Técnica com escariador	R1	2	1	1	1	2	1,4 ± 0,547
	R2	7	3	3	2	5	4 ± 2,422
	R3	11	6	6	5	10	7,6 ± 2,701

R1 – Terço apical do implante. R2 – Terço médio do implante. R3 – Terço crestal do implante

1.2. QUOCIENTE DE ESTABILIDADE DOS IMPLANTES (I.S.Q.)

Ainda dentro desta técnica que utiliza o *countersink* ou escariador, os valores do quociente de estabilidade dos implantes situam-se entre 63 e 70 (Tabela V).

Tabela V. Valores do I.S.Q. (Implant Stability Quocient)

	Coelho nº1	Coelho nº2	Coelho nº3	Coelho nº4	Coelho nº5	Média ± d.p.
Técnica com escariador	63	67	70	63	66	65,8 ± 2,949

2. Técnica com o impactor

2.1. TORQUE DE INSERÇÃO

Com a técnica que utiliza o impactor continua a haver um aumento do Torque de inserção dos implantes à medida que se passa de R1 para R2 e de R2 para R3 (Tabela VI e anexos 2,4,6,8,10).

Tabela VI. Valores do Torque de inserção dos implantes

		Coelho nº1	Coelho nº2	Coelho nº3	Coelho nº4	Coelho nº5	Média ± d.p.
Técnica com impactor	R1	2	2	1	1	2	1,6 ± 0,547
	R2	4	4	3	3	2	3,2 ± 1,505
	R3	6	6	7	7	5	6,2 ± 0,836

R1 – Terço apical do implante. R2 – Terço médio do implante. R3 – Terço crestal do implante

2.2. QUOCIENTE DE ESTABILIDADE DOS IMPLANTES (I.S.Q.)

Após a avaliação da estabilidade dos implantes com a técnica que usa o impactor os resultados foram registados e inseridos na tabela VII. Note-se o valor mais baixo apresentado no coelho nº1.

Tabela VII. Valores do I.S.Q. (Implant Stability Quocient)

	Coelho nº1	Coelho nº2	Coelho nº3	Coelho nº4	Coelho nº5	Média ± d.p.
Técnica com impactor	55	69	73	70	73	68 ± 27,387

3. Análise radiográfica

A análise radiográfica nesta fase, imediatamente após a colocação dos implantes, dá apenas uma indicação macroscópica e pouco objectiva para se inferir se há, ou não, aumento da densidade óssea em torno do módulo crestal dos implantes com a técnica que utiliza o impactor (ver anexos 11 a 20). Apenas com carácter exemplificativo observe-se a Figura 22 e 23 onde parece haver mais densidade óssea em torno do módulo crestal do implante onde se utilizou o impactor.

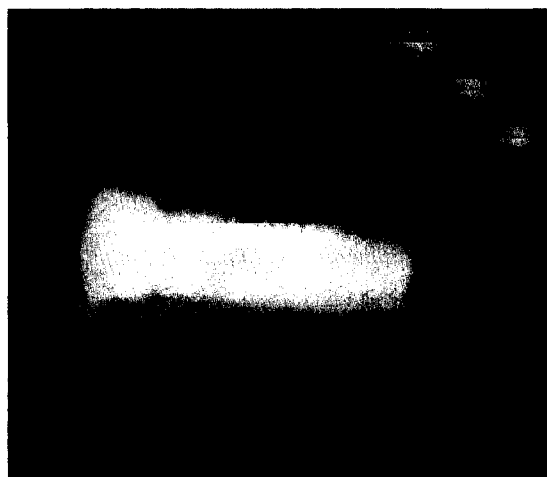


Figura 22 – Imagem radiográfica (anexo 17) do implante colocado no colo do fémur direito do 4º coelho (técnica que utiliza o impactor).

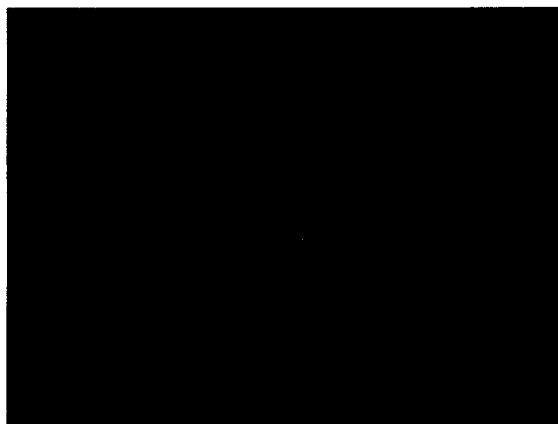


Figura 23 – Imagem radiográfica (anexo 18) do implante colocado no colo do fémur esquerdo do 4º coelho (técnica que utiliza o *countersink*).

4. Análise comparativa entre as duas técnicas

Neste aspecto, deparamo-nos com algumas dificuldades que se prendem sobretudo com as limitações provocadas pelo reduzido tamanho da amostra utilizada neste trabalho. Observando as médias obtidas nas tabelas IV-VII, verificamos que existem valores muito afastados da média. Este facto é originado pelos valores apresentados na tabela IV relativos ao 1º e 5º coelho sobretudo em R2 e R3. Por outro lado, também na Tabela VII o valor apresentado no coelho nº 1 faz com que o *desvio padrão* relativo a este grupo de resultados seja demasiado alto, dando por isso um resultado demasiado afastado da média. Por estes factos, e porque o tamanho da amostra nos parece demasiado pequeno, somos da opinião que não é possível obter-se, desta forma, resultados estatisticamente significativos.

CAPÍTULO IV

DISCUSSÃO

Misch¹³ refere que nos casos de baixa densidade óssea, o uso do *countersink* é opcional, utilizando então a força do torque de inserção do próprio implante para o “mergulhar” no osso, tornando-o assim sub-crestal. Por outro lado, é possível que o uso dessa técnica seja falível, sobretudo em osso de baixa densidade uma vez que a força do torque de inserção pode levar a que o próprio implante quebre as espiras ósseas que lhe dariam estabilidade, impossibilitando a sua colocação ou diminuindo a sua estabilidade inicial¹⁴.

As técnicas que utilizam osteótomos para conseguir mais densidade óssea conferindo assim mais estabilidade aos implantes, já foram objecto de vários estudos^{6-12, 24}.

Mais recentemente, Nkenke E et al.¹², no seu estudo referem que os implantes colocados em leitões de coelhos preparados com osteótomos têm um BIC (Bone Implant Contact) superior e isso leva também a uma maior estabilidade.

Tendo por base a utilização destas técnicas de condensação óssea, fazemos referência aos resultados da nossa cirurgia experimental que nos parecem ir de encontro com os mesmos princípios. De facto no que toca à estabilidade dos implantes, esta técnica que utiliza o impactor, deu resultados mais altos de I.S.Q.

do que aquela em que se utiliza o *countersink* ou escariador (ver tabela V e VII). Por outro lado, relativamente ao facto da técnica que utiliza o impactor, levar ou não a um aumento da densidade óssea ao nível do módulo crestal do implante, não nos foi possível avaliar mais pormenorizadamente este aspecto devido à data limite que nos foi imposta para a entrega deste trabalho de investigação, mas que será por nós desenvolvido num trabalho futuro.

Como se observa na tabela IV, com a utilização do *countersink* ou escariador, o torque de inserção dos implantes manteve-se semelhante dentro de cada terço do implante, com excepção para o 1º e 5º coelho onde talvez tenha havido demasiada proximidade com a cortical (ver anexo 1, 9, 12 e 20), e estes valores, sobretudo o R3 e também o R2, tiveram uma subida acentuada (R3=11 e R3=10 e R2=7 e R2=5 respectivamente no 1º e 5º coelho – (Tabela IV e anexo 1 e 9).

Relativamente à estabilidade dos implantes nesta técnica que usa o *countersink*, é de notar que apesar do aumento do torque nos coelhos 1 e 5, esta manteve-se aparentemente inalterada tendo em conta a semelhança e proximidade com os valores apresentados pelos outros coelhos (Tabela V).

Nos casos em que se substituiu o *countersink* ou escariador pelo impactor, nota-se que, à semelhança com a técnica que usa o *countersink*, há um aumento do valor do torque à medida que o implante é inserido no osso, sendo um facto curioso a duplicação da média desse valor à medida que se passa de R1 para R2 e de R2 para R3 (Tabela VI).

Nota-se também que se não contabilizarmos os valores do torque dos coelhos 1 e 5 da tabela IV, há um ligeiro aumento global dos valores de R1, R2 e R3 nos outros coelhos (Tabela VI).

Na avaliação da estabilidade dos implantes colocados com a técnica que utiliza o impactor, devemos referir que comparativamente com os resultados homólogos da técnica convencional, estes são efectivamente mais elevados apesar de no 1º coelho ter havido um pequeno contratempo com a chave que desaperta o transportador do implante (estava gasta), o que devido à insistência do cirurgião em desapertar o transportador fez com que o implante se desapertasse ligeiramente diminuindo assim a sua estabilidade (Tabela VII). Mesmo assim, nota-se que nos outros coelhos, há um acentuado aumento do valor do I.S.Q. comparativamente com a outra técnica.

Relativamente à análise radiográfica, apesar da qualidade de imagem não ser a melhor (anexo 12 e 16), observa-se que nos casos em que se utilizou o impactor há aparentemente maior densidade óssea em torno do módulo crestal do implante (ver anexos 11, 13, 15, 17 e 19).

Por outro lado, e seguindo o mesmo sentido auto-critico, somos também da opinião que relativamente à análise radiográfica efectuada, esta não apresenta nesta fase, uma relevância de destaque uma vez que os efeitos ósseos provocados por uma e outra técnica, apesar de parecerem evidentes, poderão ter maior relevância após o período de cicatrização.

Perante estes resultados que aparentemente tendem a ir de encontro com as nossas expectativas e até com os objectivos a que nos propusemos, sentimos que estes poderiam ter mais evidência se porventura o tamanho da amostra fosse maior.

Após a conclusão deste estudo experimental e na sequência da mesma linha de pensamento, somos de opinião que se torna evidente e até imperioso dar continuidade a esta investigação no sentido de observar e avaliar os resultados

após o período de osteointegração relativamente às duas técnicas cirúrgicas referidas sendo, por isso, objecto de um trabalho futuro.

CAPÍTULO V

CONCLUSÕES

Dentro das limitações deste trabalho de investigação a análise dos resultados permite-nos concluir:

- A utilização do impactor na compressão óssea, sobretudo em osso de baixa densidade, para submergir o módulo crestal dos implantes, parece levar a um aumento do torque de inserção dos mesmos, assim como dos valores da sua estabilidade inicial quando comparado com a técnica que utiliza o *countersink*.
- Radiologicamente, parece haver mais contacto ósseo em torno do módulo crestal dos implantes nos casos em que foi utilizado o impactor.
- Devido aos resultados obtidos na cirurgia experimental, podemos considerar a técnica do impactor com potencial para a sua utilização clínica.

BIBLIOGRAFIA

- 1-Ivannoff CJ, Sennerby L, Lekholm U. Influence of initial implant mobility on the integration of titanium implants. *Clin Oral Impl Res* 1996; 7: 120-127.
- 2-Carl E. Misch. Implantes dentários unitários. In Carl E. Misch. *Implantes Dentários Contemporâneos*, 2ª Ed. Santos, 2000; 397-425.
- 3-Saadou AP, Sullivan DY, Krischec M et al. Single tooth implant management for success. *Pract Perio Rest Dent* 1994; 6 (3): 73-82.
- 4-Ragnar Adell, Ulf Lekholm, Per-Ingvar Branemark. Procedimientos Quirúrgicos. In "Branemark, Zarb, Albrektsson. *Prótesis Tejido Integradas – La Oseointegración en la Odontología Clínica*, Berlin: Quintessenz, 1987; 13: 217-219.
- 5-Anitua E. *Implant Surgery and Prosthesis: a new perspective*, Vitoria: Puesta al día Publicaciones, 1998.
- 6-Summers RB. A new concept in maxillary implant surgery: the osteotome technique. *Compend Contin Ed Dent* 1994.; 15 (2): 152-160.

7-Summers RB. The osteótomo technique: part 2 – the ridge expansion osteotomy (REO) procedure. *Compend Contin Ed Dent* 1994; 15 (4): 422-434.

8-Summers RB. The osteótomo technique: part 3 – less invasive methods of elevating the sinus floor. *Compend Contin Ed Dent* 1994. 15 (6): p. 401-415.

9-Abels N, Schiel HJ, Hery-Langer G, Neugebauer J, Engel M. Bone condensing in the placement of endosteal palatal implants: a case report. *Int J Oral Maxill Impl.* 1999;14: 849-852.

10-Hahn J. Clinical use of osteotomes. *J Oral Implantologie* 1999; 25: 23-29.

11-Rosen RP Summers R, Mellado JR, Salkin LM, Shanaman RH, Marks MH, Fugazzotto PA. The bone-added osteótomo sinus floor elevation technique: multicenter retrospective report of consecutively treated patients. *Int J Oral Maxill Impl* 1999; 14: 853-858.

12-Nkenke E, Kloss F, Wilfang J, Schultze-Mosgau S, Radspiel-Troger M, Loos K, Wilhelm F, Neukam FW. Histomorphometric and fluorescence microscopic analysis of bone remodelling after installation of implants using an osteótomo technique. *Clin Oral Impl Res* 2002; 13: 595-602.

13-Carl E. Misch. Densidade óssea: Efeito sobre a abordagem cirúrgica e a cicatrização. In *Implantes Dentários Contemporâneos*. 2ª Ed. Santos, 2000; 371-383

14-Carl E. Misch. Cirurgia para implante com forma radicular na mandíbula edêntula: Estágio I: Inserção do implante. In Carl E. Misch. Implantes Dentários Contemporâneos, 2ª Ed. Santos, 2000: 347-369.

15-Broadus AE. Mineral balance and homeostasis. Primer on the metabolic bone diseases and disorders of mineral metabolism. Third ed. Lippincott-Raven, Philadelphia, 1996.

16-Boden SD, Kaplan FS. Calcium Homeostasis. Orth Clin North Am 1990: 21; 31-42.

17-Netter FH. Normal calcium and phosphate metabolism. Musculoskeletal system, Part I, The Ciba Collection of Medical Illustrations 1987: 182-183.

18-Mankin HJ. Rickets, Osteomalacia, and Renal Osteodystrophy. Orth Clin North Am 1990: (21); 81-96.

19-Luís M. Alvim Serra. Critérios Fundamentais em Fracturas e Ortopedia 2001: 3; 27-74.

20-Williams PL. Skeletal system. In: Gray Anatomy – The Anatomical basis of Medicine and surgery. 38th ed. USA: Churchill Livingstone 1995: 426-484.

21-Hollinger J, McAllister B. Bone and its repair: in: Wilson J, Hench LL, Greenspan D, eds. Bioceramics vol.8. Ponte Vedra, Florida, USA: Pergamon 1995: 3-10.

22-Soballe K: Hydroxyapatite ceramic coating for bone implant fixation – Mechanical and histological studies in dogs. Acta Orthop Scand 1993: 64; 1-58.

23-W. Eugene Roberts, Lawrence P. Garetto. Fisiologia e Metabolismo Ósseos. In Carl E. Misch. Implantes Dentários Contemporâneos. 2ª Ed. Santos, 2000: 225-236.

24-Carl E. Misch. Densidade Óssea: Um determinante significativo para o sucesso clínico. In Carl E. Misch. Implantes Dentários Contemporâneos. 2ª Ed. Santos, 2000: 109-117.

25-Branemark PI, Hansson BO, Adell R et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw – experience from a 10 year period, Stockholm, Sweden, 1977: Almquist and Wiksell Internat.

26-Friberg B, Jemt T, Lekholm U: Early failures in 4,641 consecutively placed Branemark dental implants: a study from stage I surgery to the connection of completed prostheses. Int J Oral Maxillofac Impl 1988: 3; 129-134.

27-Adell R, Lekholm V, Rockeler B et al: A 15 year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. J Oral Surg 1981: 6; 387-416.

28-Schnitman PA et al: Implants for partial edentulism. J Dent Educ 1988: 52; 725-736.

29-Minsk L, Polson A, Weisgold A et al: Outcome failures of endosseous implants from a clinical training center. Compendium 1996: 17; (9). 848-859.

30-Linkow LI, Chercheve R: Theories and techniques of oral implantology, vol. I, St Louis, 1970: Mosby.

31-Lekholm U, Zarb GA: Patient selection and preparation. In Branemark P-I, Zarb GA, Albrektsson T, editors: Tissue integrated prostheses: osseointegration in clinical dentistry, Chicago, Quintessence, 1985:199-209.

32-Adell R, Lekholm U, Rockler B et al. A 15 year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw, Int J Oral Surg, 1981: 6; 387-416.

33-Schnitman PA et al. Implants for partial edentulism. J Dent Educ, 1988: (52); 725-736.

34-Jaffin RA, Berman CL: The excessive loss of Branemark fixtures in the type IV bone: a 5-year analyses. J Periodontol, 1991: 62; 1; 2-4.

35-Engquist B, Bergendal T, Kallus T et al: A retrospective multicenter evaluation of osseointegrated implants supporting overdentures. *Int J Oral Maxillofac Impl* 1988; 3; 129-134.

36-Friberg B, Jemt T, Lekholm U. Early failures in 4,641 consecutively placed Branemark dental implants: a study from stage I surgery to the connection of completed prostheses. *Int J Oral Maxillofac Impl* 1988; 3; 129-134.

37-Mish CE. Early crestal bone loss etiology and its effect on treatment planning for implants, *Post Graduate Dent*. 1995; 3; 3-17.

38-Mish CE: Bone character: second vital implant criterion, *Dent Today*, 1988: June/ July; 39-40.

39-Frost HM: Mechanical adaptation. Frost's mechanostat theory. In Martin RB, Burr DB, editors: *Structure, function, and adaptation of compact bone*, New York: Raven Press, 1989:179-181.

40-Meredith N. Book K. Friberg B. Jemt T. Sennerby L. Resonance frequency measurements of implant stability in vivo: A cross-sectional and longitudinal study of resonance frequency measurements on implants in the edentulous and partially dentate maxilla. *Clin Oral Impl Res*. 1999; 8; 226-233.

41-Friberg B, Sennerby L, Meredith N, Lekholm U. A comparison between cutting torque and resonance frequency measurements of maxillary implants: A 20-month clinical study. *Int. J Oral Maxillofac Surg.* 1999; 28; 297-303.

42-Meredith N, Alleyne D, Cawley P. Quantitative determination of the stability of the implant-tissue interface using resonance frequency analysis. *Clin Oral Impl Res* 1996; 7; 261-267.

43-Meredith N, Shagaldi F, Alleyne D, Sennerby L, Cawley P. The application of resonance frequency measurements to study the stability of titanium implants during healing in the rabbit tibia. *Clin Oral Impl Res* 1997; 8; 234-243.

44-Disponível na Wide World Web:

<http://www.osstell.com/new/subpages.asp?content=science&scrollHeight=9700>

45-Afonso A. -Interacção entre biomateriais e tecido ósseo. Porto: Faculdade de Medicina Dentária da Universidade do Porto, 1998. Tese de doutoramento.

46-Roberts WE: Bone tissue interface. *J Dent Educ*1988; 52; 804-809.

47-Kalebo P, Jacobsson M: Recurrent bone regeneration in titanium implants. Experimental model for determining the healing capacity of bone using quantitative microradiography. *Biomaterials* 1988; 9; 295-301.

48-Bianco PD, Ducheyne P, Cuckler JM: Local accumulation of titanium released from a titanium implant in the absence of wear. J Biomed Mat Res 1996: 31: 227-234.

49-Ministério da Agricultura, Educação, Saúde e do Comércio e Turismo: Portaria nº 1005/92, de 23 de Outubro. Diário da República – 1ª série-B, nº 245 1992: 23-10-1992: 4930-4942.

50-Mendenhall HV. Surgical principles of biomaterials implantation. In: Wise DL, Trantolo DJ, Altobelli DE, et al., eds. Encyclopedic Handbook of Biomaterials and bioengineering, vol 1. New York: Marcel Dekker, 1995: 3-25.

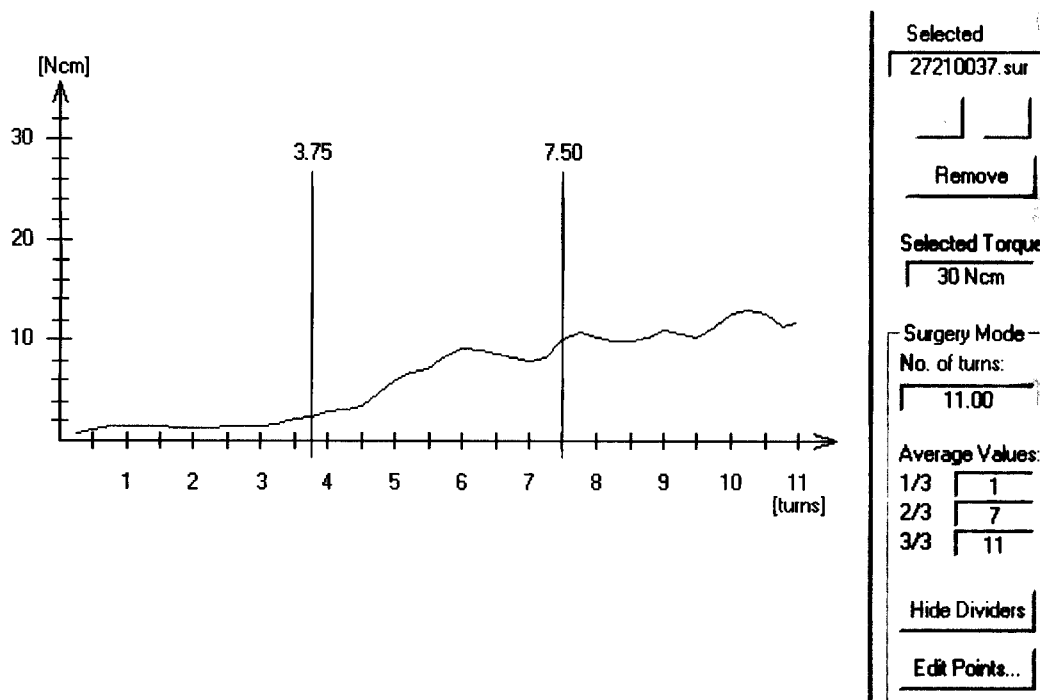
51-ISO/TR-9966: Implants chirurgicaux – Biocompatibilité – Selection des methodes d'essai biologiques pour matériaux et dispositifs. Genève: Organisation Internationale de Normalisation, 1989.

52-Annual Book of ASTM standards- Medical Devices and Services, Vol. 13.01. Philadelphia: American Society for Testing and Materials, 1991.

53-Muster D: Biomateriaux et biomaterials en chirurgie osseuse et dentaire (1ª partie). Encyclopédie Medico-Chirurgicale – Stomatologie, vol 22.014-f-10. Paris: Editions Techniques, 1993: 2-26.

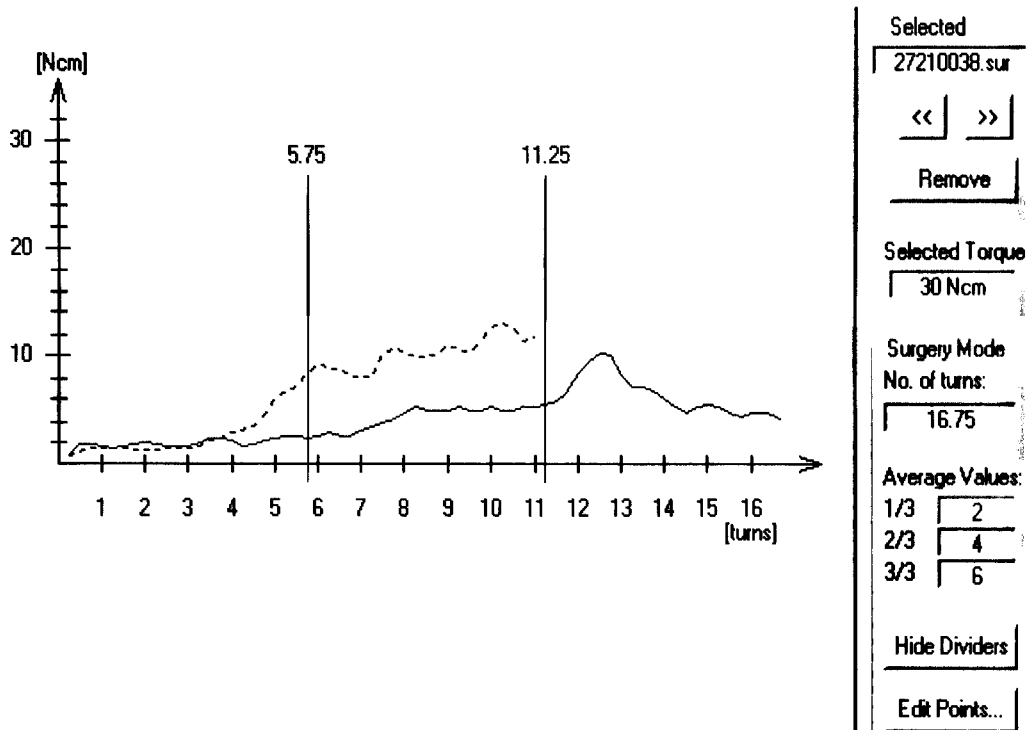
ANEXOS

ANEXO-1



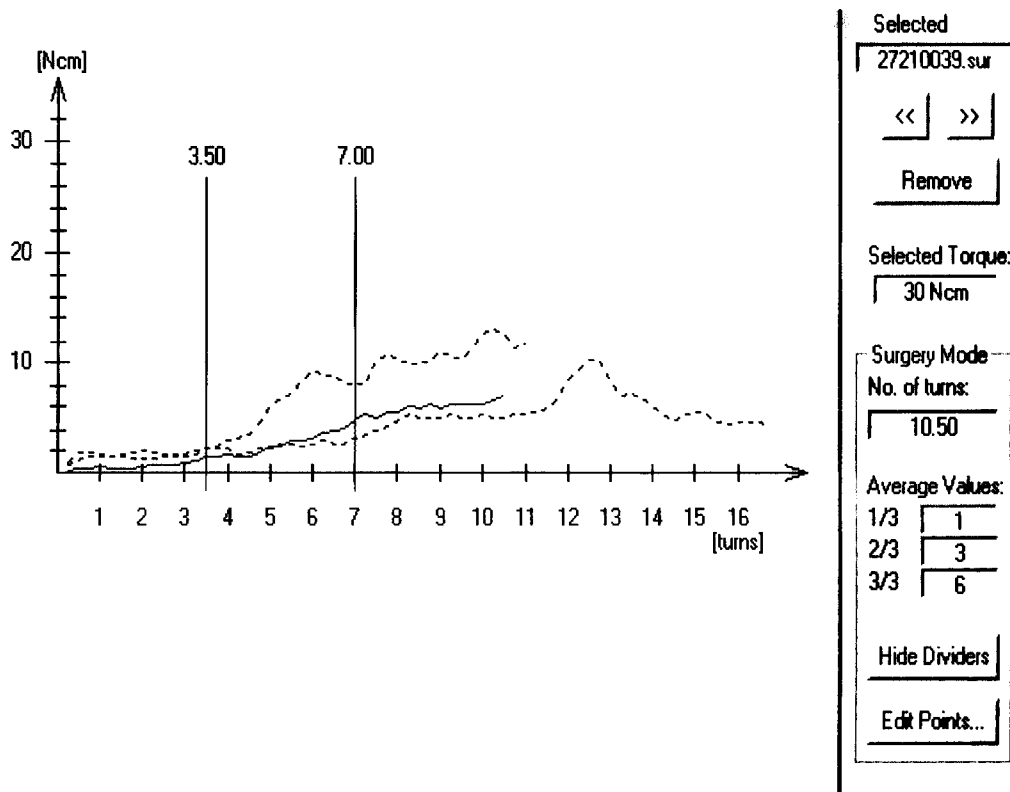
-Gráfico representativo do torque de inserção do implante com técnica convencional, no colo do fêmur esquerdo do coelho nº 1.

Anexo-2



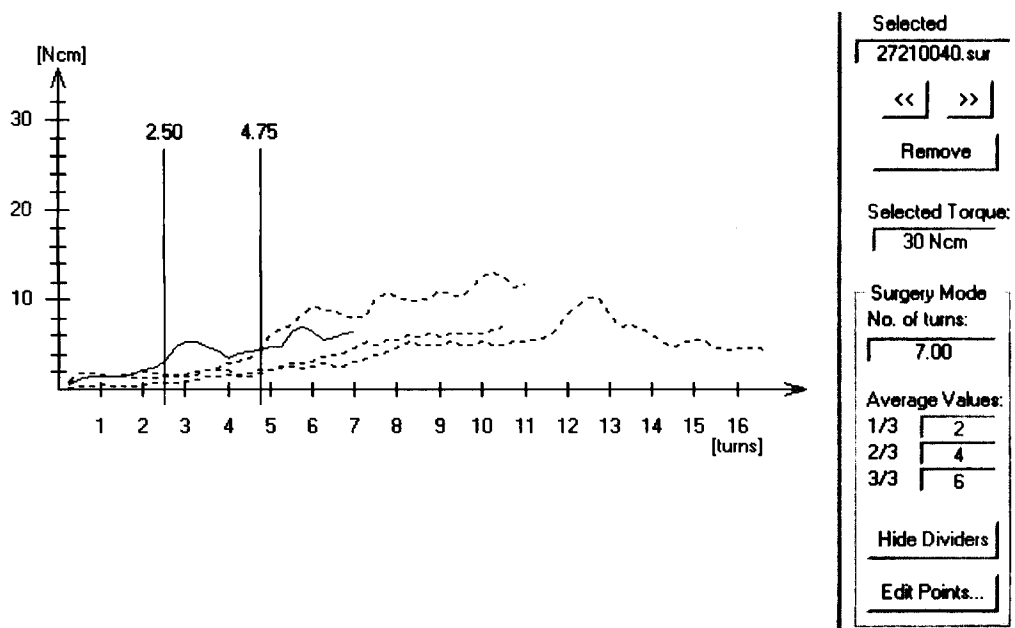
-Gráfico representativo do torque de inserção do implante com a técnica que utiliza o impactor, no colo do fêmur direito do coelho nº 1.

ANEXO-3



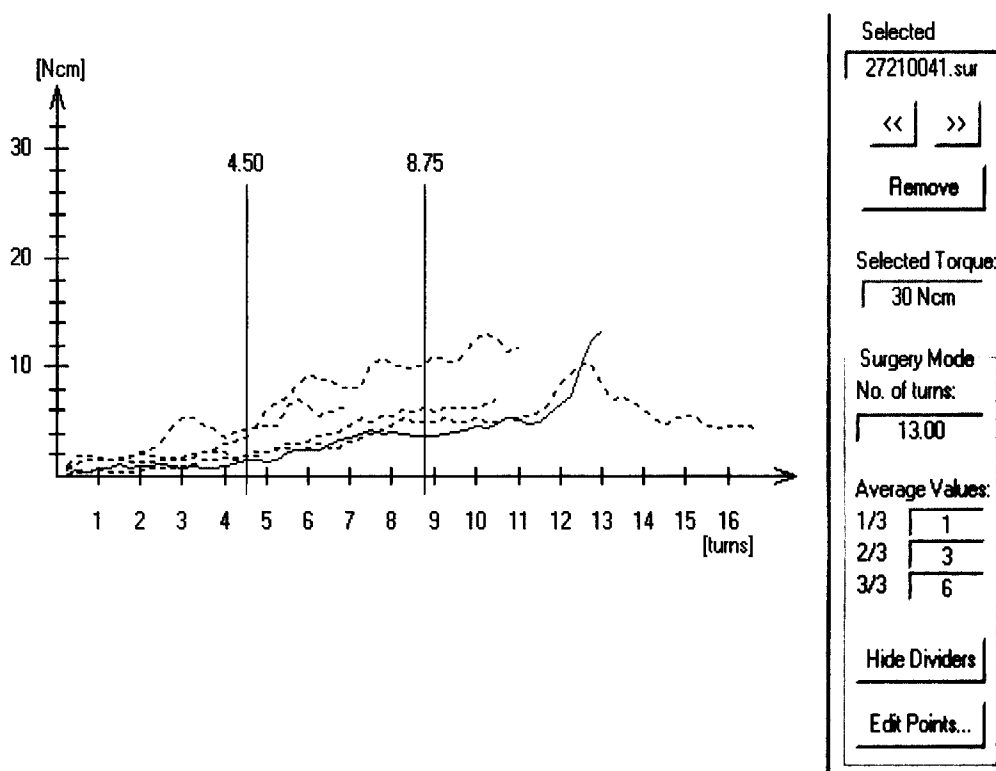
-Gráfico representativo do torque de inserção do implante com técnica convencional, no colo do fêmur esquerdo do coelho nº 2.

ANEXO-4



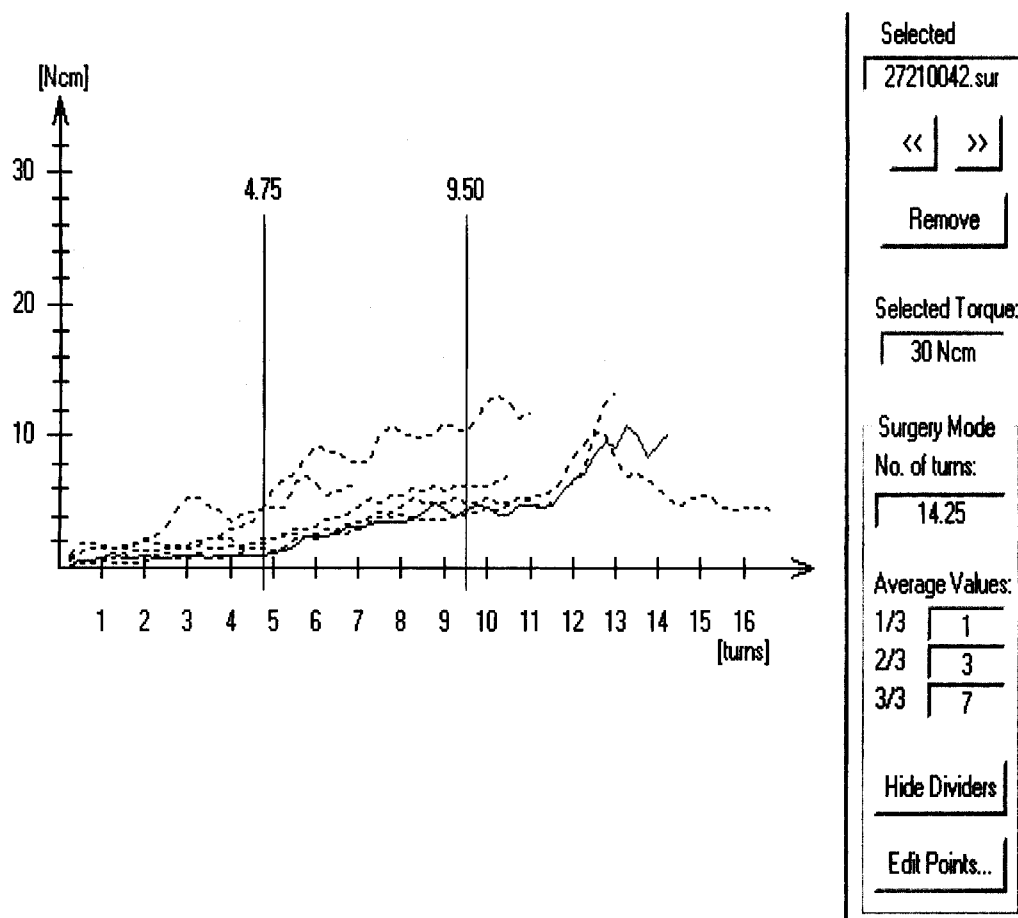
-Gráfico representativo do torque de inserção do implante com a técnica que utiliza o impactor, no colo do fêmur direito do coelho nº 2.

ANEXO-5



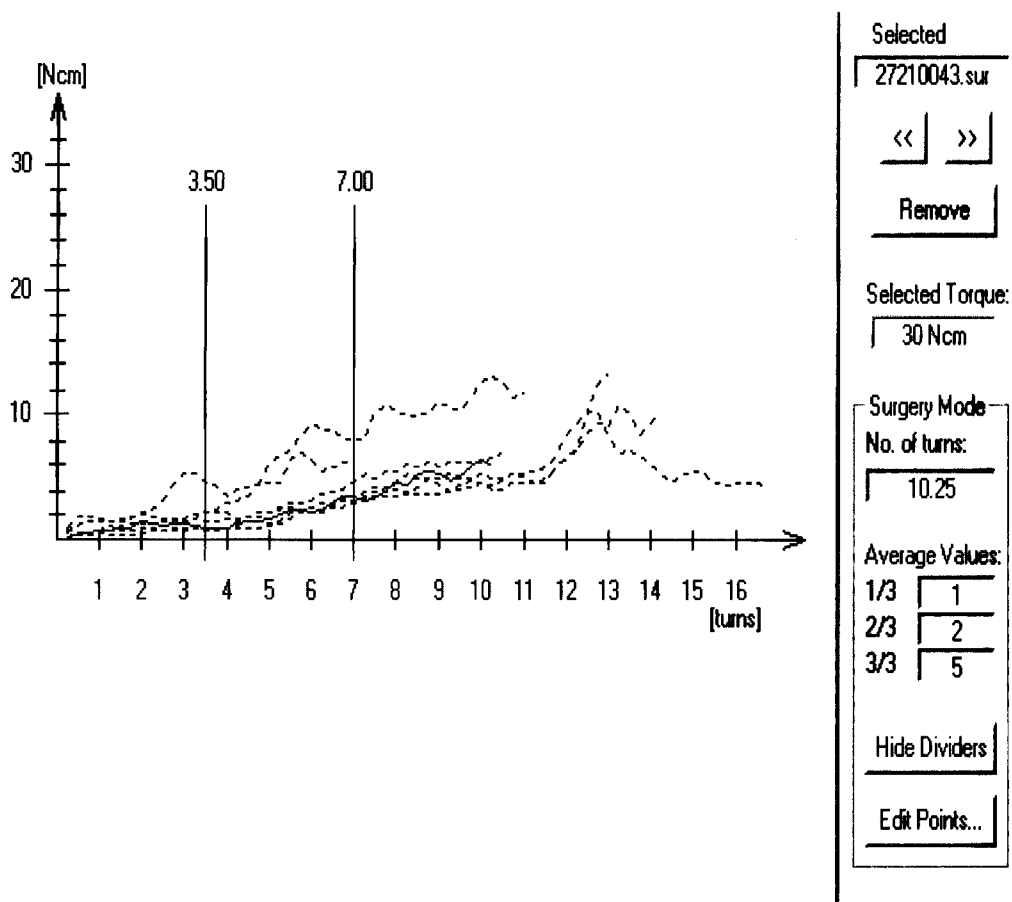
-Gráfico representativo do torque de inserção do implante com técnica convencional, no colo do fêmur esquerdo do coelho nº 3.

ANEXO-6



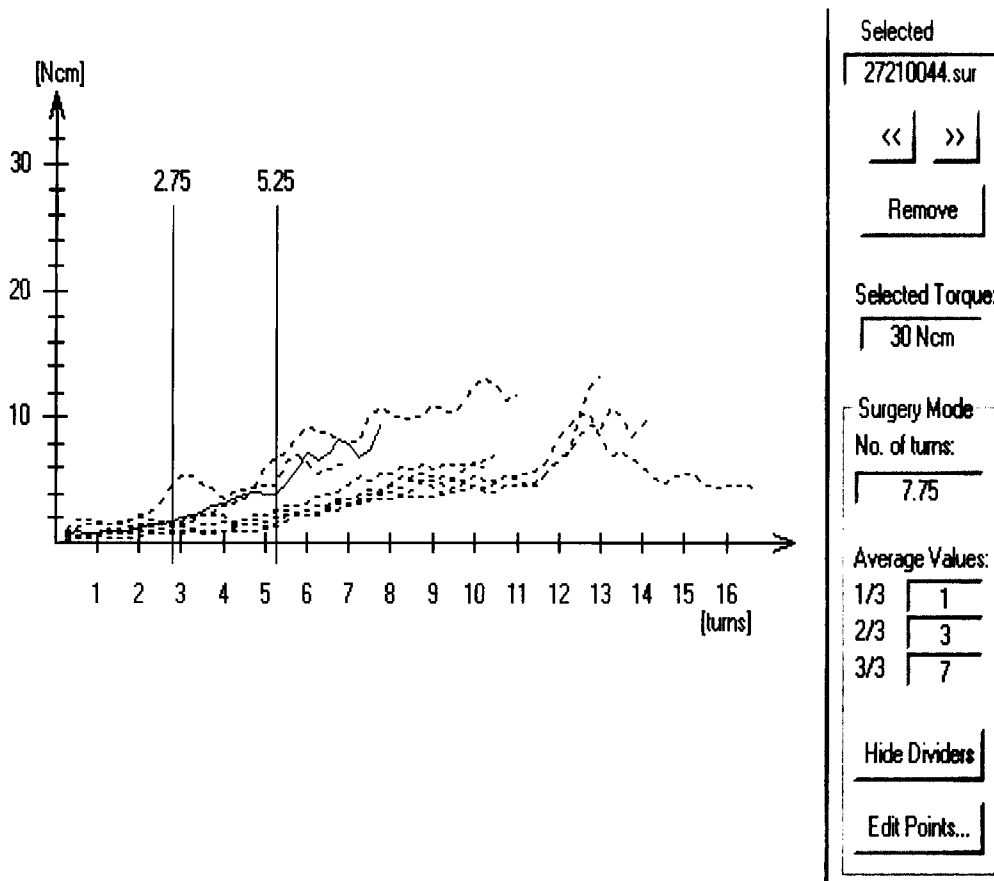
-Gráfico representativo do torque de inserção do implante com a técnica que utiliza o impactor, no colo do fêmur direito do coelho nº 3.

ANEXO-7



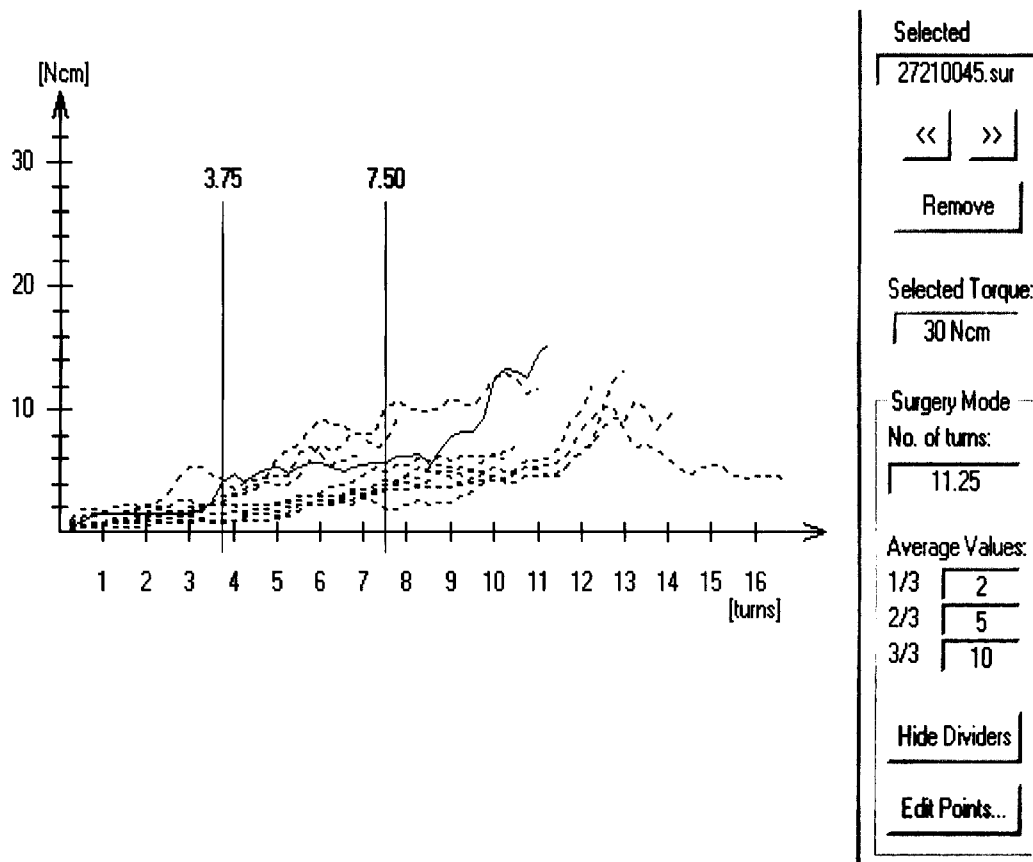
-Gráfico representativo do torque de inserção do implante com técnica convencional, no colo do fêmur esquerdo do coelho nº 4.

ANEXO-8



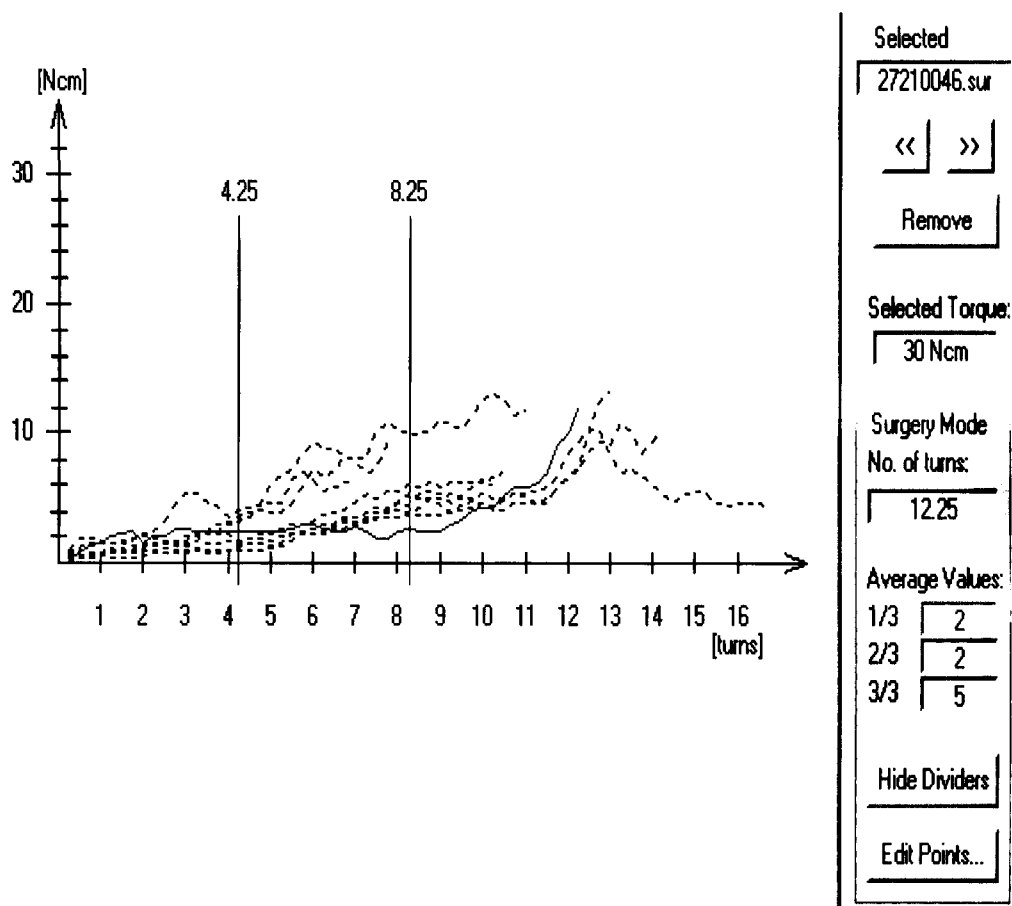
-Gráfico representativo do torque de inserção do implante com a técnica que utiliza o impactor, no colo do fêmur direito do coelho nº 4.

ANEXO-9



-Gráfico representativo do torque de inserção do implante com técnica convencional, no colo do fêmur esquerdo do coelho nº 5.

ANEXO-10



-Gráfico representativo do torque de inserção do implante com a técnica que utiliza o impactor, no colo do fêmur direito do coelho nº 5.

Anexo 11



Imagem radiográfica do implante colocado no colo do fémur direito do coelho nº 1 (técnica que utiliza o impactor).

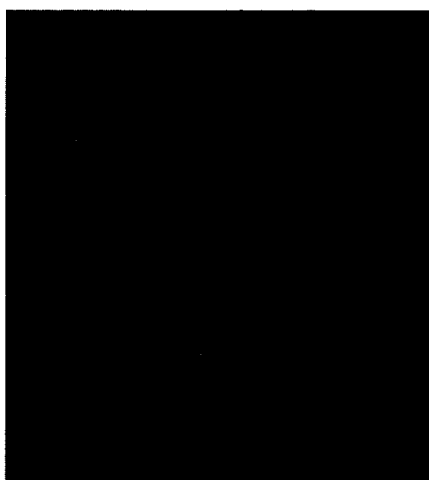


Imagem radiográfica do implante colocado no colo do fémur esquerdo do coelho nº 1 (técnica que utiliza o countersink).

Anexo 12



Imagem radiográfica do implante colocado no colo do fémur direito do coelho nº 2 (técnica que utiliza o impactor).

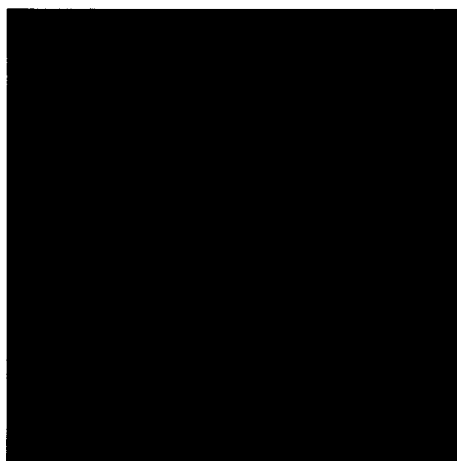


Imagem radiográfica do implante colocado no colo do fémur esquerdo do coelho nº 2 (técnica que utiliza o countersink).

Anexo 13

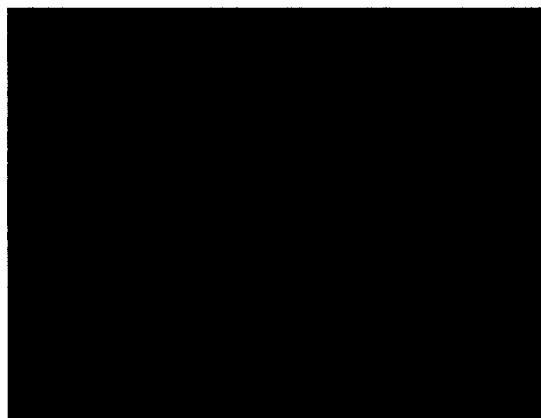


Imagem radiográfica do implante colocado no colo do fémur direito do coelho nº 3 (técnica que utiliza o impactor).

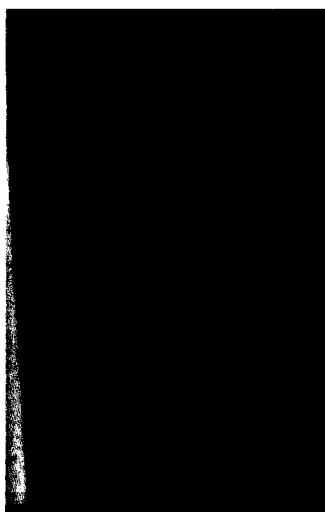


Imagem radiográfica do implante colocado no colo do fémur esquerdo do coelho nº 3 (técnica que utiliza o countersink). Neste caso a imagem não apanhou o implante porque o coelho já estava a acordar da anestesia e não se mantinha imóvel.

Anexo 14



Imagem radiográfica do implante colocado no colo do fémur direito do coelho nº4
(técnica que utiliza o impactor).

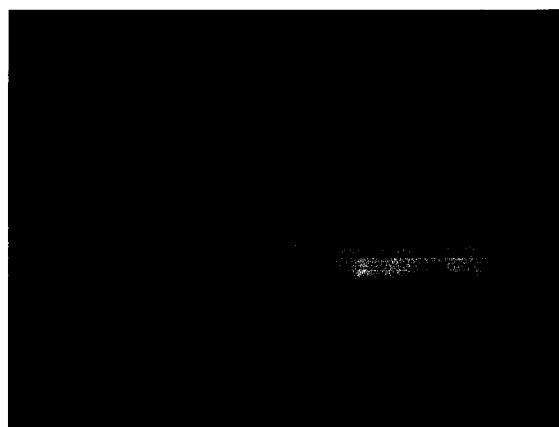


Imagem radiográfica do implante colocado no colo do fémur esquerdo do coelho
nº 4.
(técnica que utiliza o countersink).

Anexo 15

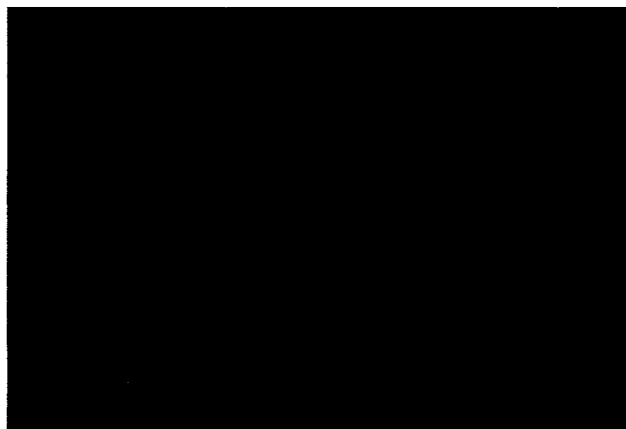


Imagem radiográfica do implante colocado no colo do fémur direito do coelho nº5
(técnica que utiliza o impactor).

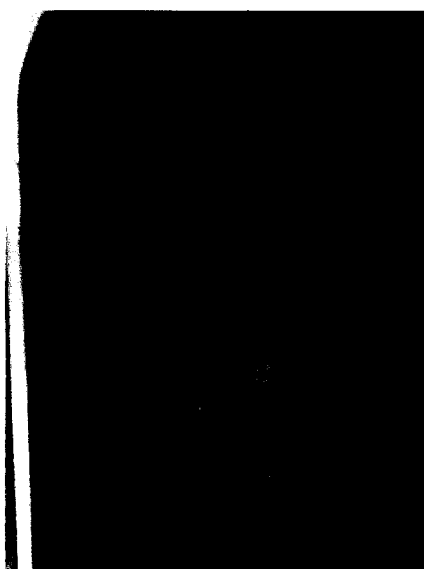


Imagem radiográfica do implante colocado no colo do fémur esquerdo do coelho
nº5
(técnica que utiliza o countersink).