



ENERMETER

Seeing in first

Relatório de acompanhamento do projecto RHEUMUS (Sistema de análise de imagens de ecografia para reumatologia)

QREN - Projecto N° 38505

Aprovação			
Nome/Função	Versão	Data de Aprovação	Rúbrica
Manuel João Oliveira Ferreira (Coordenador de I&D ENERMETER) Teresa Martins (Responsável pelo Projecto)		15/07/2013	

O presente documento, apresenta o relatório intermédio de acompanhamento ao primeiro pedido de pagamento, relativo ao projecto RHEUMUS (QREN nº 38505).

ÍNDICE

1. SUMÁRIO EXECUTIVO	4
1.1. Descrição do projeto	4
1.2. Resumo das atividades desenvolvidas	5
2. PLANO DE TRABALHO: DIAGRAMA DE GANTT	7
2.1. Diagrama de Gantt do planeamento	7
2.2. Diagrama de Gantt de execução	8
3. APRESENTAÇÃO DE RESULTADOS	9
Atividade 1: Estudos Preliminares	9
Atividade 2: Especificações técnicas/ projeto	10
Atividade 3: Desenvolvimento	15
4. Relevância do projeto para as empresas que integram o consórcio	19
5. Apresentação das atividades de valorização dos resultados realizadas (divulgação, patentes, ...), quando aplicável	19
6. Anexos	19

1. Sumário

1.1. Descrição do projecto

O projeto RHEUMUS tem como principal objetivo o desenvolvimento de um sistema de processamento e análise de imagens de ecografia para a área da reumatologia. A solução em desenvolvimento será composta por um conjunto de ferramentas computacionais capazes de identificar, segmentar e quantificar estruturas anatómicas normais/patológicas do sistema músculo-esquelético da mão e do joelho, baseadas na tecnologia de visão por computador.

É importante referir que o desenvolvimento de uma solução como a proposta neste projeto possibilitará aliviar a grande dependência do operador associada a esta modalidade de imagem médica, ao fornecer uma solução que auxilia a interpretação das imagens e, conseqüentemente, o diagnóstico e monitorização de patologias. Além disso, esta solução trará vantagens como o aumento da rapidez do exame e a maior reprodutibilidade intra e interobservador. A parte nuclear do projeto, o processamento e análise de imagem, implica o desenvolvimento de vários algoritmos os quais resultarão nas diferentes ferramentas do sistema.

Esta área de mercado apresenta uma abertura, identificada pela ENERMETER, pois não são comercializados quaisquer softwares com as características da solução em desenvolvimento neste projeto. Pretende-se assim entregar ao mercado uma solução única e inovadora capaz de colmatar as lacunas e necessidades atuais que se verificam a este nível. Constituirá também uma ferramenta fundamental no auxílio às equipas dos centros de investigação que recorrem frequentemente a esta modalidade de imagem.

Para dar resposta a esta lacuna tecnológica, a empresa sentiu necessidade de complementar e alargar o seu domínio de I&D, pelo que procurou parcerias locais com entidades SCT de reconhecimento internacional, com experiência em técnicas de processamento e análise de imagem médica. Neste sentido, a empresa conta com a colaboração, como entidade subcontratada, do Instituto de Telecomunicações do Porto (IT Porto) no sentido de potenciar sinergias e partilhar conhecimentos no desenvolvimento do novo produto. Conta também como parceiro o Serviço de Reumatologia do Hospital Conde Bertiandos - Ponte de Lima (Unidade Local do Alto Minho, EPE) que é responsável por recolher e fornecer as imagens necessárias ao desenrolar do projeto, e ainda dar o suporte em termos de conhecimento clínico e validação.

A complementaridade de competências e de interesses comuns no aproveitamento de resultados de atividades de I&DT, têm o intuito de criar uma aplicação que venha colmatar as lacunas e necessidades vividas no sector da saúde, em especial ao nível da utilização da ecografia na reumatologia, que se tem vindo a revelar uma prática comum nesta especialidade clinica, mas que ainda apresenta problemas ao nível da reprodutibilidade intra e inter utilizador. A standardização na aquisição das imagens e o desenvolvimento de sistemas computacionais de apoio à análise destas, pode contribuir para aumentar a reprodutibilidade desta modalidade, contribuir para um diagnóstico precoce de diversas patologias e melhorar a avaliação da progressão destas patologias ou da resposta à terapêutica.

Para este projeto, a duração inicialmente prevista é de 18 meses. O presente relatório diz respeito ao primeiro semestre do decorrer do projeto.

1.2. Resumo das atividades desenvolvidas

Neste primeiro semestre do projeto foram já abordadas quatro atividades do projeto.

Na primeira atividade, foram efetuados os estudos preliminares que passaram pela identificação e estudo de todos os aspetos necessários à execução deste projeto. Os estudos permitiram reforçar e adquirir conhecimento sobre todas as vertentes que o projeto engloba e por consequência fornecer know-how necessário à sua correta execução.

De modo a fundamentar as opções de desenvolvimento foram analisadas todas as tecnologias que poderiam ser utilizadas para o desenvolvimento das várias componentes deste projeto. Para este último passo foi feito o levantamento do estado da arte da aplicação de técnicas de processamento e análise de imagem em imagens de ecografia. Foi também analisada a componente funcional e de mercado de uma solução deste tipo, para que fosse avaliada, não só a concorrência, mas também para adquirir conhecimento sobre soluções que se poderiam complementar.

Desta atividade faz também parte a recolha de imagens de ecografia de articulações da mão e do joelho, tendo o consórcio até ao momento já reunido um total de 300 imagens.

A segunda atividade consiste nas especificações técnicas de todo o projeto. Esta é uma etapa essencial para todo o processo de desenvolvimento, pois foi nesta atividade que foram definidos os requisitos funcionais e os requisitos não funcionais da solução. Foram também definidos a arquitetura da solução e dos vários componentes que a compõem. Foram ainda especificados e descritos os primeiros algoritmos de processamento e análise de imagem.

Ainda na segunda atividade foram definidas as configurações para a aquisição correta e reprodutível de imagens de ecografia para que estas sejam obtidas de modo padronizado.

A terceira atividade consiste no desenvolvimento de toda a solução, ou seja, na elaboração e realização de código, desenvolvimento dos vários componentes, módulos algoritmos e funcionalidades. Esta é a atividade a decorrer em pleno atualmente, tendo já sido abordadas e completadas algumas tarefas. Assim sendo, desta atividade já resultou uma aplicação de acesso à base de dados, a criar com as imagens de ecografia em estudo, e uma aplicação de análise das mesmas imagens, através da segmentação manual de estruturas anatómicas das articulações e extração de métricas quantitativas.

Em paralelo com esta terceira atividade existe a atividade de testes e ensaios, na qual se realizam testes a funcionalidades específicas de cada desenvolvimento. Estes testes são os primeiros a fazer e têm como objetivo uma primeira avaliação da exequibilidade do desenvolvimento antes de este ser integrado enquanto parte de um protótipo. Estes testes permitem a rápida correção de falhas no código e previnem a propagação desses erros.

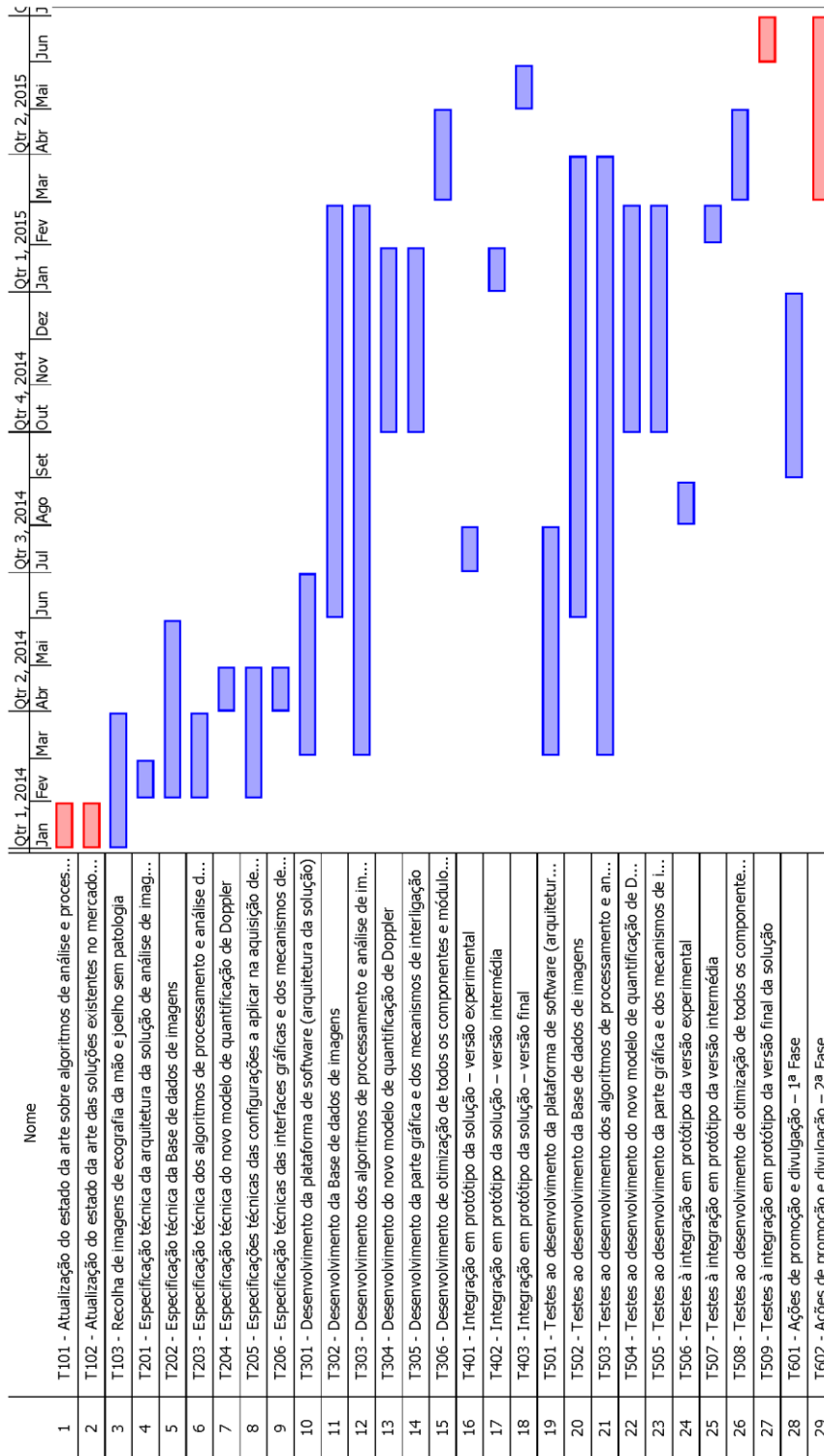
Durante o próximo semestre pretende-se continuar a fase de desenvolvimento do projeto, em particular na obtenção de algoritmos capazes de segmentar automaticamente as estruturas anatómicas e patológicas das articulações em estudo. Em paralelo pretende-se validar todo o desenvolvimento usando o conjunto de imagens fornecido pela entidade parceira clínica e a avaliação por um grupo de reumatologistas.

A tabela 1 faz uma descrição sucinta de todos os resultados obtidos em termos de milestones e deliverables do projeto até ao momento.

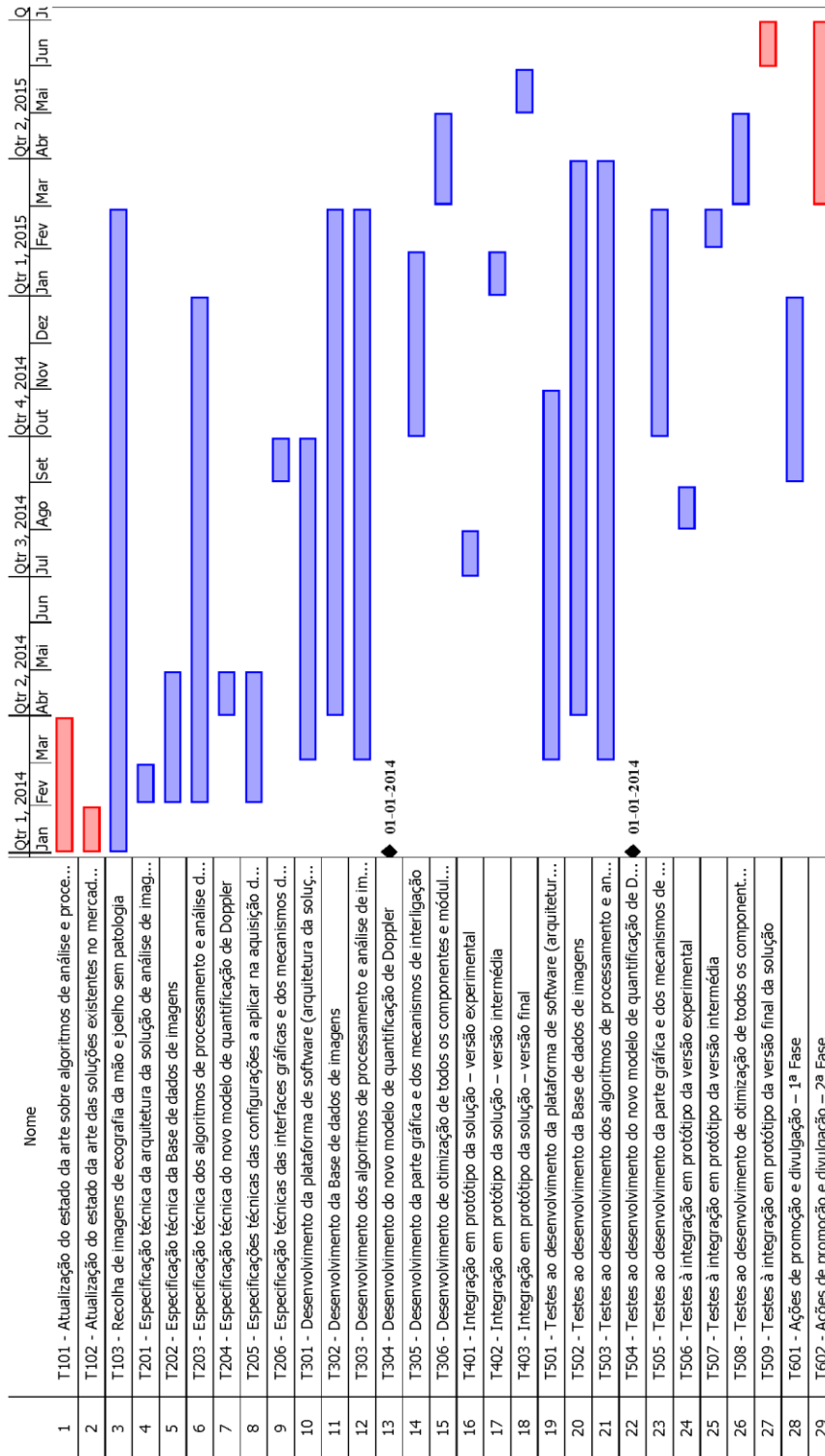
Tarefa	Designação da tarefa	Início	Duração	Milestone/Deliverable
T1.1	Atualização do estado da arte sobre algoritmos de análise e processamento de imagem utilizados em imagens de ecografia	01/01/2014	3 meses	Relatório com o levantamento do estado da arte
T1.2	Atualização do estado da arte das soluções existentes no mercado no domínio de imagens de ecografia	01/01/2014	1 mês	Relatório com resultados dos estudos de mercado
T2.1	Especificação técnica da arquitetura da solução de análise de imagens de ecografia	01/02/2014	1 mês	Relatório com especificações técnicas da arquitetura da solução
T2.2	Especificação técnica da Base de dados de imagens	01/02/2014	3 meses	Relatório com as especificações técnicas da base de dados de imagens
T2.4	Especificação técnica do novo modelo de quantificação de Doppler	01/04/2014	1 mês	Relatório com justificação de abandono desta tarefa, bem como de todas as seguintes que estejam relacionadas com esta
T2.5	Especificações técnicas das configurações a aplicar na aquisição de imagens	01/02/2014	3 meses	Relatório com as configurações para adquirir as imagens de modo padronizado
T3.2	Desenvolvimento da Base de dados de imagens	01/04/2014	11 meses	Aplicação para aceder à base de dados de imagens
T3.1 e T3.3	Desenvolvimento da plataforma de software Desenvolvimento dos algoritmos de processamento e análise de imagem	01/03/2014	12 meses (duração da T3.3)	Aplicação para segmentação manual do osso e tendão das articulações em estudo, com posterior extração de métricas quantitativas que poderão ser indicativas da presença de patologia.

2. Diagrama de Gantt

2.1. Diagrama de Gantt do planeamento



2.2. Diagrama de Gantt de execução



3. Apresentação dos resultados

Atividade 1: Estudos Preliminares

Tarefa T1.1 – Atualização do estado da arte sobre algoritmos de análise e processamento de imagem utilizados em imagens de ecografia

Duração: 3 meses (01/01/2014 a 31/03/2014)

Parceiros envolvidos: Enermeter

Estado: Fechado

Objetivos

Com esta tarefa pretendeu-se fazer um levantamento do estado da arte em termos tecnológicos dos componentes necessários ao projeto, mais concretamente ao nível do desenvolvimento de algoritmos de análise e processamento de imagens de ecografia.

Descrição dos trabalhos realizados e resultados obtidos

O estado da arte descrito no anexo I foi escrito após uma aprofundada procura na literatura de artigos científicos sobre o tópico em questão. Esta tarefa demorou um pouco mais do que inicialmente previsto, devido à complexidade da mesma na escolha e estudo dos artigos relevantes, de entre a vasta literatura que existe na análise de imagens de ecografia.

Tarefa T1.2 – Atualização do estado da arte das soluções existentes no mercado no domínio de imagens de ecografia musculoesquelética

Duração: 1 mês (01/01/2014 a 31/01/2014)

Parceiros envolvidos: Enermeter

Estado: Fechado

Objetivos

Com esta tarefa pretendeu-se identificar os sistemas comercializados para a análise de imagens de ecografia e as lacunas existentes na área da reumatologia.

Descrição dos trabalhos realizados e resultados obtidos

Após procura exaustiva não se encontraram soluções no mercado para a análise e apoio à interpretação de imagens de ecografia musculoesquelética.

Tarefa T1.3 – Recolha de imagens de ecografia da mão e joelho sem patologia

Duração: 14 meses (01/01/2014 a 28/02/2015)

Parceiros envolvidos: Enermeter, IT Porto e Hospital Conde Bertiandos – Ponte de Lima

Estado: Aberto

Objetivos

Esta tarefa teve como objetivo a aquisição de imagens com e sem nenhuma patologia de modo a que todos os intervenientes no projeto se familiarizassem com as imagens em questão. Esta etapa permitiu conhecer os constituintes normais de uma imagem de ecografia da mão e joelho, bem como algumas das lesões mais comuns a estas duas articulações.

Descrição dos trabalhos realizados e resultados obtidos

Nesta tarefa procedeu-se à recolha de imagens com e sem patologia e à interpretação das imagens sem patologia por parte dos intervenientes do projeto.

O anexo II contém exemplos de imagens recolhidas.

Já foram recolhidas diversas imagens com e sem patologia destas duas articulações, tendo-se até ao momento 106 imagens do joelho de 47 pacientes diferentes e 194 imagens da metacarpo-falângica (MCF) de 89 pacientes.

O objetivo é obter imagens de 100 pacientes diferentes para cada uma das articulações a estudar, pelo que se vai continuar a guardar imagens nos próximos meses. Importa salientar que a recolha de imagens patológicas para ambas as articulações está fora do nosso controlo, visto que depende dos pacientes doentes que vão aparecer no decorrer do projeto.

Com esta recolha de imagens e com a ajuda da entidade parceira, os intervenientes no projeto estão-se a familiarizar com as imagens em questão. Com esta etapa passou-se a conhecer os constituintes normais de uma imagem de ecografia da MCF e joelho, e a conseguir distinguir imagens com patologia das ditas normais.

Atividade 2: Especificações técnicas/ projeto

Tarefa T2.1 – Especificação técnica da arquitetura da solução de análise de imagens de ecografia

Duração: 1 mês (01/02/2014 a 28/02/2014)

Parceiros envolvidos: Enermeter

Estado: Fechado

Objetivos

Nesta tarefa pretendeu-se definir a arquitetura da solução a desenvolver, incluindo a especificação do que são requisitos funcionais e não funcionais, os algoritmos e definições necessárias para se poder proceder ao início do desenvolvimento.

Descrição dos trabalhos realizados e resultados obtidos

A solução final consistirá em dois grandes blocos, um de armazenamento de informação e outro de processamento da mesma. Para o armazenamento de informação será desenvolvido uma base de dados cujas especificações técnicas serão descritas na tarefa T2.2. O processamento de informação consistirá na utilização de ferramentas de segmentação com posterior extração de dados indicativos da presença de patologia. Os algoritmos a usar estão indicados na tarefa T2.3.

Requisitos funcionais:

- Permitir a visualização dos resultados da segmentação, principalmente ao nível das estruturas anatómicas (ossos e tendões);
- Determinação de outputs (distâncias, ecogenicidade, e outros parâmetros estatísticos) através de ROIs selecionadas manualmente ou automaticamente;
- Inferir a presença/ausência de patologia.

Requisitos não funcionais:

- A solução deve ser protegida para acesso apenas de usuários autorizados;
- O software deve ser executável no sistema Windows;
- O tempo de resposta do sistema deve ser curto;
- O software deve ser escalável;
- O software deve ser intuitivo e adaptado para ambiente clínico e seus utilizadores.

Tarefa T2.2 – Especificação técnica da Base de dados de imagens

Duração: 3 meses (01/02/2014 a 30/04/2014)

Parceiros envolvidos: Enermeter

Estado: Fechado

Objetivos

Esta tarefa teve como objetivo definir as especificações da base de dados de imagens, incluindo os requisitos necessários para a criação desta base de dados, de modo a servir na plenitude o seu propósito neste projeto.

Descrição dos trabalhos realizados e resultados obtidos

A base de dados tem como propósito organizar as imagens ecográficas e obter e utilizar os dados lá guardados. Como requisitos da base de dados tem-se:

- Inserir novos dados sobre pacientes e consultas;
- Guardar e editar dados dos pacientes (doença de base, idade, profissão e outros) e correspondentes imagens ecográficas;
- Procurar informação segundo critérios específicos;
- Exportar para Excel dados que sejam relevantes para o utilizador;

Esta tarefa terminou um mês mais cedo que o inicialmente previsto, pelo que permitiu antecipar a respetiva tarefa de desenvolvimento (T3.2).

Tarefa T2.3 – Especificação técnica dos algoritmos de processamento e análise de imagem

Duração: 11 meses (01/02/2014 a 31/12/2014)

Parceiros envolvidos: Enermeter e IT Porto

Estado: Aberto

Objetivos

Definição dos requisitos e especificações efetuadas sobre as necessidades que se terão na atividade de desenvolvimentos para toda a solução, nomeadamente ao nível dos vários algoritmos que irão compor a solução RHEUMUS: algoritmo para remoção de ruído e algoritmos de processamento e análise de imagem. Nesta fase pretendia-se também a descrição das várias funcionalidades, mecanismos e algoritmos.

Descrição dos trabalhos realizados e resultados obtidos

Para a remoção do ruído vários algoritmos serão aplicados, essencialmente baseados na transformada de wavelets e difusão anisotrópica.

As técnicas de domínio wavelet pertencem à abordagem multi-escala, que têm como ideia base a decomposição da imagem em sub-bandas com diferentes informações de conteúdo em frequência (detalhes). De uma forma genérica, o procedimento baseado na transformada de wavelet para redução do ruído speckle nas imagens ecográficas, segue uma ordem que, na maioria da literatura consultada, é replicada de estudo para estudo. Este procedimento é exemplificado no diagrama da figura 1.

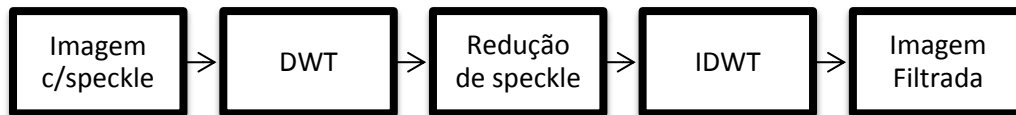


Figura 1 - Diagrama do procedimento base de uma transformada de wavelet

A abordagem às imagens de ecografia envolve a decomposição da imagem pela aplicação da transformada discreta wavelet (DWT – discrete wavelet transform) nos seus componentes de frequência. Em seguida, optando quer por uma técnica threshold (Soft, hard ou adaptativo) os mesmos coeficientes são manipulados e os seus valores diminuídos ou anulados, com o objetivo de eliminar os que representam ruído e manter aqueles que representam características estruturais. Após esta etapa, é aplicada a transformada wavelet inversa (IDWT – inverse discrete wavelet transform) para reconstruir a imagem através dos coeficientes alterados.

Na fase da aplicação desta transformada à imagem, é importante referir que a decomposição da imagem em coeficientes wavelet é realizada num determinado número de níveis. A escolha da função de base wavelet, ou wavelet mãe, é relevante para melhor aproximar a função probabilidade densidade (pdf) do sinal aos coeficientes wavelet.

Pela revisão bibliográfica, é de constatar que o uso de Equações Diferenciais Parciais (PDE) em processamento de imagem tem crescido significativamente nos últimos anos. A utilização de coeficientes

de difusão como uma função de amplitude do gradiente permite controlar a suavização, estimulando a suavização intra-região e evitando a suavização inter-região. O primeiro método proposto nesta área da difusão anisotrópica foi proposto em 1988 por Perona e Malik, que sugere a equação diferencial parcial não linear para suavizar a imagem no domínio contínuo. Nesta abordagem, ao ruído speckle é inserido o coeficiente de difusão como uma função da amplitude do gradiente, permitindo a suavização seletiva, com maior difusão em regiões homogéneas da imagem e menor difusão nos contornos.

Para a fase de segmentação serão utilizados algoritmos de deteção de contornos e contornos ativos.

A deteção de contornos é frequentemente conseguida encontrando descontinuidades significativas em níveis de cinzento, que representam os contornos de objetos em imagens. As técnicas mais usadas de deteção de contornos incluem matrizes de convolução baseadas em determinados operadores. Os operadores são, geralmente, definidos como matrizes e a convolução dessas matrizes com a imagem produz um número de imagens filtradas que são combinadas de forma a obter os contornos dos objetos.

Os contornos ativos (snakes) permitem delinear objetos de imagens, através da minimização de energia associada ao contorno, obtida pela soma da energia interna com a energia externa. A energia externa é mínima quando a snake está sobre o contorno do objecto. A energia interna é mínima quando a snake atinge uma forma relevante considerando a forma do objeto que se procura.

Esta é uma tarefa passível de sofrer alterações no decorrer do projeto, dado que poderá ser útil recorrer a mais técnicas de processamento e análise de imagem. Assim sendo, o consórcio optou por prolongar a sua duração por mais alguns meses.

Tarefa T2.4 – Especificação técnica do novo modelo de quantificação de Doppler

Duração: 1 mês (01/04/2014 a 30/04/2014)

Parceiros envolvidos: Enemeter e IT Porto

Estado: Fechado

Objetivos

Especificação de um novo modelo de quantificação de Doppler.

Descrição dos trabalhos realizados e resultados obtidos

No decorrer do projeto verificou-se a dificuldade de executar esta tarefa, pelo facto de nos serem fornecidas imagens estáticas, já adquiridas previamente pelo médico. Assim, as imagens que nos chegam às mãos, ou não têm Doppler, e assim pode-se proceder à identificação dos constituintes anatómicos e patológicos dessas imagens, ou têm o Doppler que está sobreposto às imagens, pelo que não se pode identificar de modo automático estas estruturas. Deste modo não se consegue quantificar Doppler apenas nas regiões de interesse.

Esta é uma funcionalidade que teria de ser criada em tempo real para ser integrada no ecógrafo, o que ainda não vai ser possível com este projeto.

Assim sendo, com as conclusões retiradas desta tarefa, o consórcio optou por eliminar as tarefas T3.4 e T5.4 como se pode observar no diagrama de Gantt de execução do projeto.

Tarefa T2.5 – Especificação técnica das configurações a aplicar na aquisição de imagens

Duração: 3 meses (01/02/2014 a 30/04/2014)

Parceiros envolvidos: Enermeter e Hospital Conde Bertiandos – Ponte de Lima

Estado: Fechado

Objetivos

Descrição das configurações de aquisição de imagens mais adequadas ao projeto, demonstrando exemplos de imagens resultantes e respetivos esquemas, de modo a facilitar a compreensão das imagens.

Descrição dos trabalhos realizados e resultados obtidos

As articulações que vão ser estudadas ao longo deste trabalho correspondem a:

- Metacarpo-falângica (MCF): aquisição bilateral (esquerda e direita) da 2ª articulação metacarpo-falângica na linha medial de modo a observar o tendão extensor;
- Joelho: aquisição bilateral com flexão a 30º da vista longitudinal do joelho anterior de modo a observar o tendão quadricipital e o recesso supra-patelar.

Os esquemas seguintes exemplificam a configuração de aquisição:



Figura 2. Imagem da configuração de aquisição da 2ª articulação MCF da mão.

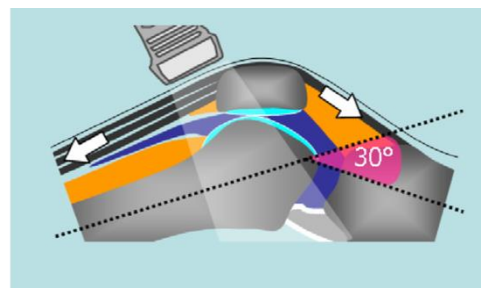


Figura 3. Imagem da configuração de aquisição do joelho.

Tarefa T2.6 – Especificações técnicas das interfaces gráficas e dos mecanismos de interligação

Duração: 1 mês (01/09/2014 a 30/09/2014)

Parceiros envolvidos: Enermeter

Estado: Aberto

Objetivos

Descrição das interfaces gráficas e dos mecanismos de interligação, incluindo mock-ups e restante informação indispensável para o correto desenvolvimento quer das interfaces gráficas quer dos mecanismos de interligação.

Descrição dos trabalhos realizados e resultados obtidos

Nos primeiros meses do projeto, o consórcio deliberou em reunião que esta tarefa será melhor executada numa fase mais avançada do projeto pelo passará a ser definida uns meses mais tarde.

Atividade 3: Desenvolvimento

Tarefa T3.1 – Desenvolvimento da plataforma de software (arquitetura da solução)

Duração: 7 meses (01/03/2014 a 30/09/2014)

Parceiros envolvidos: Enermeter, IT Porto e Hospital Conde Bertiandos – Ponte de Lima

Estado: Aberto

Objetivos

Nesta tarefa pretende-se o desenvolvimento da plataforma de software (arquitetura da solução). Esta primeira versão será composta pela plataforma base do software e por uma primeira versão de alguns algoritmos envolvidos no projeto.

Descrição dos trabalhos realizados e resultados obtidos

A solução será composta por dois grandes blocos, um para armazenamento da informação – a base de dados (tarefa T3.2), e outro para análise e processamento das imagens da ecografia. Relativamente à análise das imagens, esta está a ser dividida em dois sub-blocos, um para a análise e segmentação manual das imagens e outro para a segmentação automática. A fase automática da solução ainda não foi iniciada. Contudo a fase de segmentação manual está já finalizada e permite segmentar e identificar de modo manual o osso e o tendão das articulações em estudo. Esta aplicação permite ainda retirar algumas métricas destas imagens que poderão ser de grande utilidade para distinguir imagens patológicas das ditas normais.

Esta é, portanto, uma tarefa ainda não finalizada pelo que teve de se adiar o seu término por mais alguns meses.

Tarefa T3.2 – Desenvolvimento da base de dados de imagens

Duração: 11 meses (01/04/2014 a 28/02/2015)

Parceiros envolvidos: Enermeter

Estado: Aberto

Objetivos

Desenvolvimento e conclusão da Base de dados de imagens.

Descrição dos trabalhos realizados e resultados obtidos

Esta tarefa começou mais cedo que o previsto, mas ainda está a decorrer. A base de dados e respetiva interface estão em desenvolvimento, estando já numa fase avançada. Falta ainda introduzir os dados, nomeadamente as imagens com toda a informação possível, mantendo o anonimato do paciente. Por este motivo, o consórcio decidiu alargar o prazo de conclusão desta tarefa, pois esta está dependente da recolha de imagens (T1.3) e o seu término só será possível quando se tiver recolhido todas as imagens pretendidas.

Na Figura 4 estão representadas as tabelas e respetivas relações da base de dados implementada.

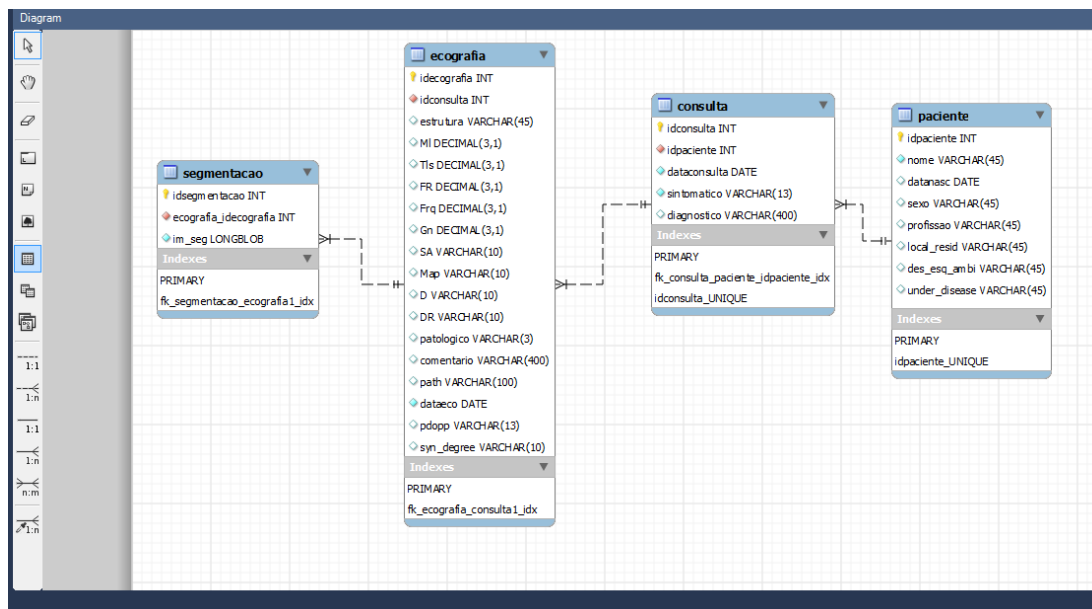


Figura 4. Representação das tabelas e respetivas relações da base de dados a implementar para guardar e analisar as imagens do projeto

Optou-se por usar o mySQL 2013 para o desenvolvimento da base de dados, e a criação da interface foi feita em Visual Studio.

Tarefa T3.3 – Desenvolvimento dos algoritmos de processamento e análise de imagem

Duração: 12 meses (01/03/2014 a 28/02/2015)

Parceiros envolvidos: Enermeter e IT Porto

Estado: Aberto

Objetivos

Nesta tarefa pretende-se o desenvolvimento dos algoritmos responsáveis pelo processamento e análise das imagens de ecografia musculoesquelética.

Descrição dos trabalhos realizados e resultados obtidos

Esta é uma tarefa que se apresenta numa fase inicial. Foram já desenvolvidos alguns algoritmos de remoção de ruído, mas ainda não se tiraram conclusões dos resultados obtidos.

Em paralelo foi desenvolvida uma aplicação para segmentação manual do osso e tendão das articulações em estudo, com posterior extração de métricas quantitativas que poderão ser indicativas da presença de patologia.

Atividade 5: Testes e ensaios

Tarefa T5.1 – Testes ao desenvolvimento da plataforma de software (arquitetura da solução)

Duração: 12 meses (01/03/2014 a 31/10/2014)

Parceiros envolvidos: Enermeter, IT Porto e Hospital Conde Bertiandos – Ponte de Lima

Estado: Aberto

Objetivos

Nesta tarefa pretende-se testar a plataforma de software desenvolvida.

Descrição dos trabalhos realizados e resultados obtidos

Esta é uma tarefa fortemente dependente da tarefa T3.1

Tarefa T5.2 – Testes ao desenvolvimento da base de dados de imagens

Duração: 12 meses (01/04/2014 a 31/03/2015)

Parceiros envolvidos: Enermeter

Estado: Aberto

Objetivos

Nesta tarefa pretende-se testar a base de dados desenvolvida bem como a interface de acesso à mesma.

Descrição dos trabalhos realizados e resultados obtidos

Esta é uma tarefa

Tarefa T5.3 – Desenvolvimento dos algoritmos de processamento e análise de imagem

Duração: 13 meses (01/03/2014 a 31/03/2015)

Parceiros envolvidos: Enermeter e IT Porto

Estado: Aberto

Objetivos

Nesta tarefa pretende-se testar os algoritmos de processamento e análise de imagem no decorrer do seu desenvolvimento.

Descrição dos trabalhos realizados e resultados obtidos

Esta tarefa encontra-se em desenvolvimento, tendo começado pela implementação de algoritmos de remoção de ruído tipicamente usados nas outras modalidades de diagnóstico que recorrem a imagens de ecografia.

4. Relevância do projeto para as empresas que integram o consórcio

A realização deste projeto, bem como de outros, permite à ENERMETER adquirir um valioso Know-How e um conjunto de conhecimentos que poderá e será devidamente aplicado em novos projetos, e ao mesmo tempo, permite-lhe adquirir uma valiosa experiência e comprovar toda a sua capacidade e qualidade ao nível de I&D. A conjugação destes fatores com o conhecimento do sector da saúde, conferido especialmente pelos seus parceiros SCT e empresariais, tem permitido à ENERMETER aferir as necessidades de evolução tecnológica na área de imagem médica, nomeadamente no que respeita aos desafios na análise intuitiva de imagens de ecografia na reumatologia. Para dar resposta a esta lacuna tecnológica, a empresa sentiu necessidade de complementar e alargar o seu domínio de I&D, pelo que procurou parcerias locais com entidades SCT de reconhecimento internacional, com experiência em técnicas de processamento e análise de imagem médica.

Assim sendo, com este projeto é intensificado o esforço de I&DT e a criação de novos conhecimentos com vista ao aumento da competitividade da empresa, promovendo a articulação entre esta e entidades do SCT.

5. Apresentação das atividades de valorização dos resultados realizadas (divulgação, patentes, ...), quando aplicável

Não aplicável.

6. Anexos

Anexo I

Estado da arte

Na reumatologia, assim como em outras áreas médicas, as técnicas de imagem têm um papel importante como auxiliares no diagnóstico e tratamento dos doentes.

A ecografia é uma técnica muito útil e eficaz no estudo dos tecidos moles, estruturas articulares e periarticulares em reumatologia. Apesar das vantagens descritas em muitos estudos e de esta não ser uma técnica recente, a sua utilização na prática clínica em reumatologia tem evoluído de forma muito positiva. Os avanços tecnológicos aliados ao seu baixo custo em comparação com outras técnicas de imagem, têm favorecido a sua utilização e interesse na reumatologia [1,2].

Os métodos de processamento e análise de imagem são fortemente influenciados pela qualidade da informação. Alguns artefactos característicos destas imagens como a atenuação, o ruído (speckle), a sombra acústica, e os fenómenos de reverberação dificultam a segmentação deste tipo de imagens. A dependência da orientação do transdutor no momento da aquisição pode também fazer com que se percam contornos importantes. Por isso, a melhoria na qualidade técnica dos equipamentos de ecografia vem reforçar as vantagens desta técnica, bem como despertar o interesse em aplicar técnicas de processamento de imagem [3].

Dada a variabilidade da qualidade das imagens, tem sido feito um grande esforço para obtenção de imagens sem ruído e de aparência normal. Este passo é muito importante pois a variação e o ruído das imagens de ecografia dificultam a aplicação dos métodos de segmentação baseados em intensidade. O tipo de ruído normalmente presente nestas imagens é denominado speckle, e é responsável pelo aspeto granular que se observa. A análise deste efeito tem sido objeto de vários estudos de investigação na comunidade de imagens de ecografia. A aparente textura deste ruído não se deve ao tecido que se está a visualizar. Porém, o brilho local do padrão de speckle parece refletir a ecogenicidade dos scatterers subjacentes. Por isso, as condições de scattering são normalmente avaliadas de modo a definir um modelo para este tipo de ruído [2,3].

O speckle presente nas imagens pode ser algo indesejável e visto como ruído a ser reduzido, ou pode ser visto como um sinal que contém informação sobre os tecidos observados. Sendo assim, e sob uma perspetiva de segmentação, a escolha pode estar entre removê-lo ou aproveitá-lo como fornecedor de informação adicional. Do ponto de vista do sinal radio-frequência (RF), o speckle é normalmente modelado por uma distribuição de Rayleigh [3]. Outros estudos demonstraram que a distribuição Gamma ou Fisher-Tippett são boas aproximações para este tipo de imagens [4]. Outros apresentam ainda um modelo multiplicativo [5].

Surgem na literatura vários estudos sobre a redução de speckle. Este passo é normalmente proposto como uma fase de pré-processamento. Trabalhos recentes incluem métodos baseados em wavelets [6,7,8], métodos de difusão anisotrópica [9,10], abordagens baseadas em equações diferenciais parciais e outros [11].

A presença de speckle é crítica para o sucesso das técnicas de processamento de imagem nas imagens de ecografia e, portanto, deve constituir uma fase a considerar em qualquer sistema de análise deste tipo de imagens.

A utilização de algoritmos computacionais para auxiliar a segmentação de imagens de ecografia é um campo de estudo de onde já resultaram algumas soluções de software. A sua utilização, contudo, ainda está muito restrita à comunidade científica [3]. Dado que as imagens de ecografia não definem completamente os contornos de um objeto/tecido, os métodos de segmentação automática com maior sucesso consistem naqueles que utilizam o conhecimento prévio da forma dos objetos, movimento e aspeto da imagem. Um conjunto de metodologias que englobam estas características é apresentado na literatura, como por exemplo abordagens Bayesianas [12], contornos ativos, modelos de aparência ativos [13,14] e level-sets [15]. Outra forma de inclusão de conhecimento prévio é através da aplicação de abordagens baseadas em aprendizagem ou direcionada aos dados, onde os padrões de intensidade são aprendidos através de classificadores, para distinção de um objeto de interesse do ambiente circundante. Estas técnicas exigem o treino do classificador numa vasta base de exemplos de imagens e são, normalmente, vistas como técnicas de deteção de objetos em vez de segmentação clássica, que consiste na delimitação dos contornos. Vários estudos apresentam técnicas de machine-learning como AdaBoost, Probabilistic Boosting Trees and Random Forest aplicadas a imagens de ecografia [16,17].

Visto que a segmentação em ecografia é muito difícil de automatizar, são por vezes apresentados métodos semi-automáticos onde o utilizador inicia o processo ou interage com o sistema, para deste modo guiá-lo no processo de segmentação. Em particular, nos métodos baseados em intensidade, é

prática comum a utilização de algoritmos com regiões de interesse selecionadas manualmente que definem as distribuições de intensidade do objeto e do fundo da imagem.

As áreas de aplicação onde tem incidido um maior esforço na aplicação de técnicas de processamento de imagem em ecografia, correspondem à segmentação de ecocardiografia, ecografia mamária, ecografia vascular e ecografia ginecológica e obstétrica [4,16,18,19,20].

Na reumatologia, como já foi referido, a utilização desta técnica está ainda em evolução e os métodos de processamento e análise de imagem são ainda escassos. O estudo publicado na literatura que mais se aproxima ao que se pretende desenvolver neste projeto é [21]. Veronese et al. [21] descreve um conjunto de algoritmos semi-automáticos para deteção dos contornos da sinovite (alteração inflamatória precoce das articulações) em imagens de ecografia. O método proposto consiste numa cascata de dois contornos ativos (snakes) combinados, em que cada um recolhe diferentes aspetos da interface sinovial com os tecidos circundantes. Após uma primeira fase de pré-processamento para redução do ruído, é aplicado um primeiro contorno ativo que fornece informação da delimitação inferior da hiperproliferação da membrana sinovial. A informação recolhida pela primeira snake é depois usada para inicializar a segunda, que define o contorno entre a membrana sinovial e os tecidos moles adjacentes. A combinação de duas snakes permite a segmentação desejada. Para isto, o utilizador deve escolher interactivamente 3 pontos na imagem original: 2 pontos que identificam os limites sinoviais nos ossos afastados da articulação; e um terceiro ponto é necessário para definir a extensão sinovial entre os limites do osso e a articulação. O pré-processamento pretende a diminuição do ruído e consiste na aplicação de um algoritmo de minimização da variação total, baseado na hipótese de que o ruído segue uma distribuição estatística de Rice. Os métodos foram avaliados em comparação com um ground truth obtido em consenso por 5 reumatologistas. A inter e intra-variabilidade dos clínicos e o método semi-automático foram avaliados através do cálculo da sensibilidade, índice de similaridade de Dice e distância de Hausdorff.

Outros artigos propõem métodos para deteção da orientação muscular em imagens obtidas pelo modo B do ecógrafo [22]. Rana et al. [22] utiliza, numa primeira fase, um algoritmo multi-escala de realce de vasos (banco de filtros gaussianos) para realçar a estrutura fascicular. Depois a transformada de Radon é usada para identificar a orientação fascicular dominante na imagem e, portanto, pode auxiliar a estimar o comprimento dos fascículos. A análise baseada em wavelets fornece informação acerca da orientação local dos fascículos e pode ser usada para quantificar as trajetórias não lineares dos fascículos ao longo da imagem (curvaturas do fascículo, diferenças regionais na orientação dos fascículos). Neste estudo também é comprovada a diminuição da variabilidade comparativamente à análise manual.

Vários autores dedicam-se à segmentação e reconstrução tri-dimensional das estruturas ósseas [23,24,25]. Hacihaliloglu et al. [23] apresenta um método para segmentação da superfície do osso e deteção de fraturas através da extração de características de simetria da fase, aplicando filtros Log-Gabor 2-D. Estes filtros são usados para captar localmente as propriedades dos sinais pelo cálculo da amplitude do sinal e fase numa determinada escala (frequência) e localização espacial. Foroughi et al. [24] desenvolveram um sistema para deteção do contorno do osso com base no conhecimento da física dos ultrassons, ou seja, tendo em consideração a resposta específica do osso no modo B. As elevadas reflexões e o efeito sombra são duas características proeminentes, muito utilizadas com este propósito. Neste estudo, para cada pixel é calculada a probabilidade de este pertencer à superfície de um osso. Esta probabilidade é obtida pela combinação dos efeitos da sombra debaixo do osso e da forte reflexão à superfície do osso. A sombra é modelizada como a soma pesada da intensidade dos pixels na região

através de uma função Gaussiana. O efeito da reflexão manifesta-se pela elevada intensidade dos pixéis onde a superfície é quase perpendicular à direção de propagação da onda de ultrassom. Posteriormente, é usada uma função custo que inclui a continuidade e suavidade e é globalmente minimizada através de programação dinâmica.

A utilização de Power Doppler (PDUS) no estudo ecográfico de uma articulação, tendão, músculo ou entese é estabelecido como uma metodologia de avaliação de hiperperusão/ neovascularização inerente ao processo inflamatório da estrutura comprometida. Albrecht et al. [26] refere o problema da falta de reprodutibilidade e ausência de métodos quantitativos em PDUS. Estes constituem os principais inconvenientes deste método em comparação com a ressonância magnética e ecografia com contraste. Uma quantificação fiável é difícil de obter devido ao facto de que durante o exame as imagens são seleccionadas pelo operador, o que resulta numa observação dinâmica limitada. Para além disso, os resultados são altamente dependentes da experiência do utilizador, assim como do equipamento utilizado. Neste estudo, é também apresentada uma revisão dos métodos automáticos e quantitativos para a medição da cor dos pixéis nesta modalidade. Estes passam pela definição de uma ROI, seleccionada manualmente, e posterior determinação de uma medida quantitativa que é baseada na contagem dos pixéis de cor nessa região.

Referências

- [1] MEENAGH, G., et al. Ultrasonography in rheumatology: developing its potential in clinical practice and research. *Rheumatology*, 2007, 46.1: 3-5.
- [2] NOBLE, J. Alison; NAVAB, Nassir; BECHER, H. Ultrasonic image analysis and image-guided interventions. *Interface focus*, 2011, 1.4: 673-685.
- [3] NOBLE, J. Alison; BOUKERROUI, Djamel. Ultrasound image segmentation: a survey. *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, 2006, 25.8: 987-1010.
- [4] TAO, Zhong; TAGARE, Hemant D.; BEATY, James D. Evaluation of four probability distribution models for speckle in clinical cardiac ultrasound images. *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, 2006, 25.11: 1483-1491.
- [5] LOUPAS, T.; MCDICKEN, W. N.; ALLAN, P. L. An adaptive weighted median filter for speckle suppression in medical ultrasonic images. *Circuits and Systems, IEEE Transactions on*, 1989, 36.1: 129-135.
- [6] ACHIM, Alin; BEZERIANOS, Anastasios; TSAKALIDES, Panagiotis. Novel Bayesian multiscale method for speckle removal in medical ultrasound images. *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, 2001, 20.8: 772-783.
- [7] GUPTA, Savita; CHAUHAN, R. C.; SEXANA, S. C. Wavelet-based statistical approach for speckle reduction in medical ultrasound images. *Medical and Biological Engineering and computing*, 2004, 42.2: 189-192.

-
- [8] ZONG, Xuli; LAINE, Andrew F.; GEISER, Edward A.. . Speckle reduction and contrast enhancement of echocardiograms via multiscale nonlinear processing. *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, 1998, 17.4: 532-540.
- [9] YU, Yongjian; ACTON, Scott T. Speckle reducing anisotropic diffusion. *Image Processing, IEEE Transactions on*, 2002, 11.11: 1260-1270.
- [10] ABD-ELMONIEM, Khaled Z.; YOUSSEF, A.; KADAH, Yasser M. Real-time speckle reduction and coherence enhancement in ultrasound imaging via nonlinear anisotropic diffusion. *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, 2002, 49.9: 997-1014.
- [11] KEIKHOSRAVI, Adib; HASHEMI-BERENJABAD, S. Ultrasound Medical Image Speckle Reduction Using Fourth-Order Partial Differential Equation. In: *Machine Vision and Image Processing (MVIP), 2011 7th Iranian. IEEE*, 2011. p. 1-5.
- [12] GONG, Lixin, et al. Parametric shape modeling using deformable superellipses for prostate segmentation. *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, 2004, 23.3: 340-349.
- [13] MIKIC, Ivana; KRUCINSKI, Slawomir; THOMAS, James D.. . Segmentation and tracking in echocardiographic sequences: Active contours guided by optical flow estimates. *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, 1998, 17.2: 274-284.
- [14] DING, Mingyue. Ultrasound Common Carotid Artery Segmentation Based on Active Shape Model. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, 2013, 2013.
- [15] LIN, Ning; YU, Weichuan; DUNCAN, James S. Combinative multi-scale level set framework for echocardiographic image segmentation. *Medical Image Analysis*, 2003, 7.4: 529-537.
- [16] PUJOL, Oriol, et al. Intravascular ultrasound images vessel characterization using adaboost. In: *Functional Imaging and Modeling of the Heart. Springer Berlin Heidelberg*, 2003. p. 242-251.
- [17] LEMPITSKY, Victor, et al. Random forest classification for automatic delineation of myocardium in real-time 3D echocardiography. In: *Functional Imaging and Modeling of the Heart. Springer Berlin Heidelberg*, 2009. p. 447-456.
- [18] BOUKERROUI, Djamal, et al. Enhancement of contrast regions in suboptimal ultrasound images with application to echocardiography. *Ultrasound in medicine & biology*, 2001, 27.12: 1583-1594.
- [19] ZIMMER, Yair; AKSELROD, Solange. Image segmentation in obstetrics and gynecology. *Ultrasound in medicine & biology*, 2000, 26: S39-S40.
- [20] SAINI, Kalpana; DEWAL, M. L.; ROHIT, Manojkumar. Ultrasound imaging and image segmentation in the area of ultrasound: a review. *International Journal of Advanced Science and Technology*, 2010, 24.
- [21] VERONESE, Elisa, et al. Improved detection of synovial boundaries in ultrasound examination by using a cascade of active-contours. *Medical engineering & physics*, 2012.

[22] RANA, Manku; HAMARNEH, Ghassan; WAKELING, James M. Automated tracking of muscle fascicle orientation in B-mode ultrasound images. *Journal of biomechanics*, 2009, 42.13: 2068-2073.

[23] HACIHALILOGLU, Ilker, et al. Bone surface localization in ultrasound using image phase-based features. *Ultrasound in medicine & biology*, 2009, 35.9: 1475-1487.

[24] FOROUGH, Pezhman, et al. P6D-2 Ultrasound Bone Segmentation Using Dynamic Programming. In: *Ultrasonics Symposium*, 2007. IEEE. IEEE, 2007. p. 2523-2526.

[25] PATWARDHAN, Kedar A., et al. Automated bone and joint-region segmentation in volumetric ultrasound. In: *Biomedical Imaging (ISBI), 2012 9th IEEE International Symposium on*. IEEE, 2012. p. 1327-1330.

[26] ALBRECHT, K.; MULLER-LADNER, U.; STRUNK, J. Quantification of the synovial perfusion in rheumatoid arthritis using Doppler ultrasonography. *Clinical and experimental rheumatology*, 2007, 25.4: 630.

Anexo II

Exemplo de imagens com e sem patologia da mão e do joelho



Figura 5. Imagem de ecografia da 2ª articulação MCF da mão direita sem qualquer patologia (normal).

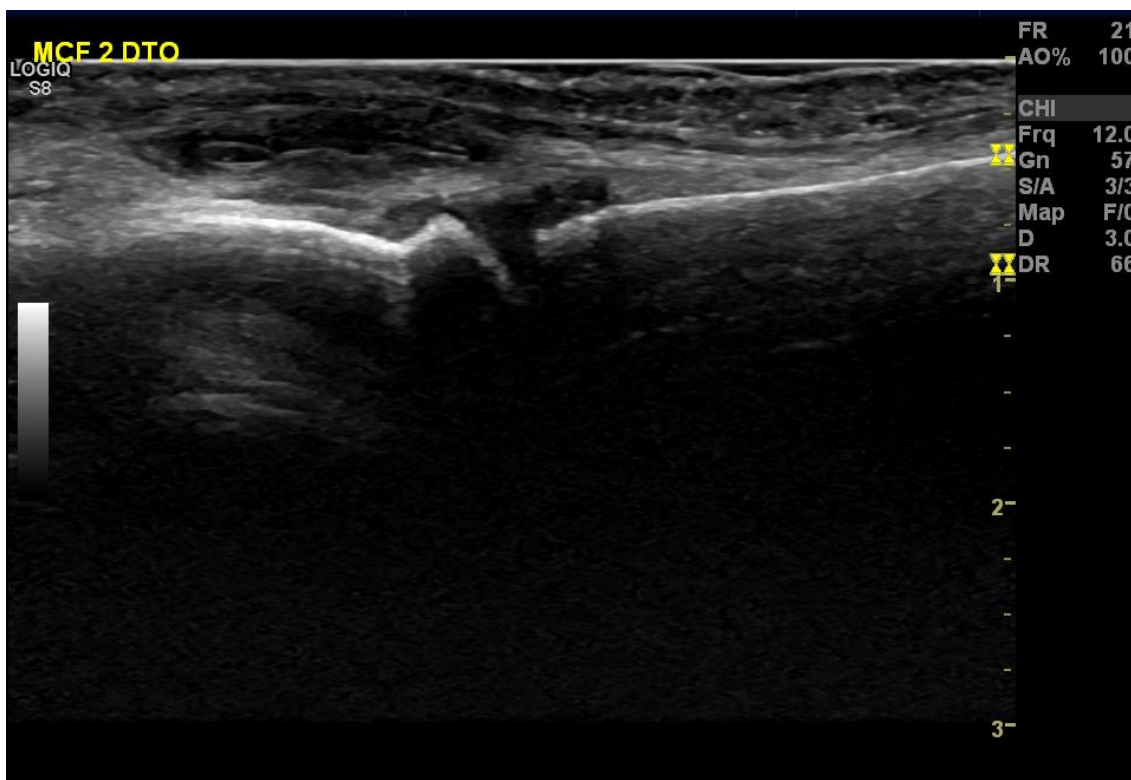


Figura 6. Imagem de ecografia da 2ª articulação MCF da mão direita com sinovite (patológica).

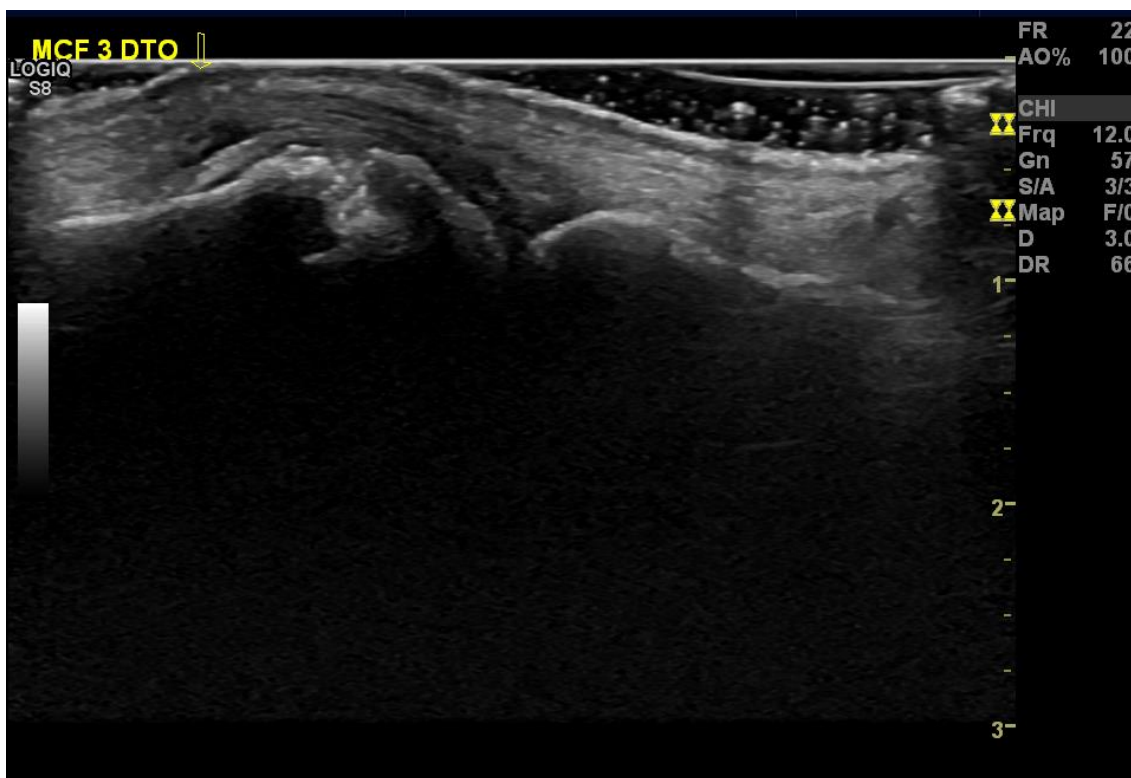


Figura 7 Imagem de ecografia da 3ª articulação MCF da mão direita com erosão e sinovite (patológica).



Figura 8. Imagem de ecografia de um joelho direito sem qualquer patologia (normal).



Figura 9. Imagem de ecografia de um joelho esquerdo sem qualquer patologia (normal).

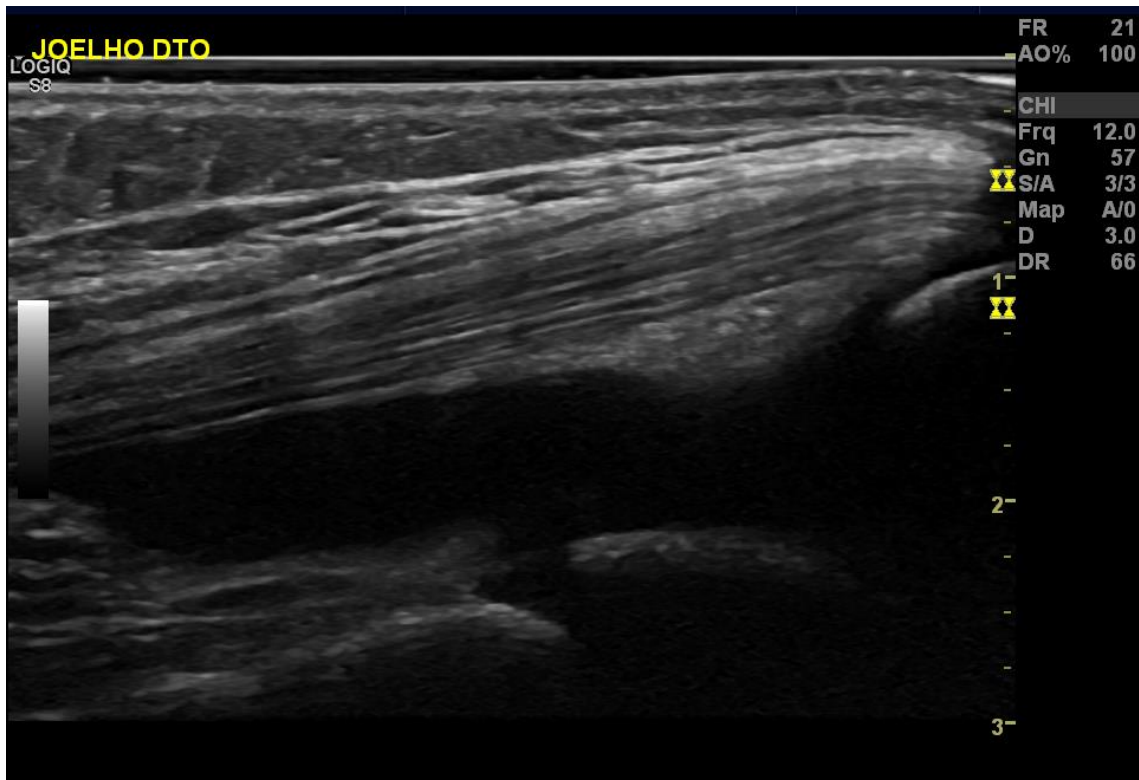


Figura 10. Imagem de ecografia de um joelho direito com derrame (patológico).