#7

Andreia S. P. Sousa, Rubim Santos, Raquel Campos, Juliana Moreira, José Félix, Leonel A. T. Alves, Diana C. Guedes, Maria Lopes, Ana S. C. Melo

Manual de Apoio

Sistema optoeletrónico do laboratório de análise de movimento humano do Centro de Investigação em Reabilitação



politécnicodoporto©2026

Edições POLITEMA

Manual de Apoio

Sistema optoeletrónico do laboratório de análise de movimento humano do Centro de Investigação em Reabilitação

Andreia S. P. Sousa
Rubim Santos
Raquel Campos
Juliana Moreira
José Félix
Leonel A. T. Alves
Diana C. Guedes
Maria Lopes
Ana S. C. Melo

© Andreia S. P. Sousa , Rubim Santos , Raquel Campos , Juliana Moreira , José Félix , Leonel A. T. Alves , Diana C. Guedes , Maria Lopes , Ana S. C. Melo .

Centro de Investigação em Reabilitação – Centro de Estudos do Movimento e Atividade Humana, Rua Dr. António Bernardino de Almeida, 400, 4200 - 072, Porto, Portugal.

Manual de Apoio - Sistema optoeletrónico do laboratório de análise de movimento humano do Centro de Investigação em Reabilitação

ISBN: 978-989-9226-16-6

DOI: 10.26537/ed.p.porto.110

Editado por **Edições POLITEMA | Centro de Cultura Politécnico do Porto**, 2026

Os conteúdos apresentados (textos e imagens) são da exclusiva responsabilidade dos respetivos autores.
©Edições POLITEMA| Autores–Esta obra encontra-se sob a Licença Internacional Creative Commons Atribuição Não Comercial 4.0

Preâmbulo/Prefácio

O Laboratório de Análise de Movimento Humano do Centro de Estudos de Movimento e Atividade Humana constitui uma unidade de investigação e desenvolvimento (I&D) integrada no Centro de Investigação em Reabilitação (CEMAH-CIR). Localizada na Escola Superior de Saúde do Instituto Politécnico do Porto, esta unidade dedica-se ao estudo tridimensional do movimento humano ao longo do ciclo de vida, com os seguintes objetivos: 1) auxiliar o profissional de saúde no processo de tomada de decisão; 2) criar uma base de conhecimento que pode ser usada para estabelecer a ligação entre disfunção, os mecanismos de base e a intervenção no sentido da personalização dos cuidados de saúde, e 3) identificar fatores determinantes para otimização do movimento humano.

Para dar resposta aos objetivos enunciados, o Laboratório de Análise de Movimento Humano do CEMAH-CIR está equipado com um sistema integrado constituído por:

- doze câmaras optoelectrónicas, oito do modelo Oqus 500, quatro do modelo Miqus M3 e duas câmaras de vídeo Miqus da Qualisys Track Manager (Qualisys AB®, Suécia)
- três plataformas de força, duas do modelo FP4060-08 e uma do modelo FP4060-10 (Bertec®, Columbus, OH, Estados Unidos da América);
- um sistema de aquisição de sinal eletromiográfico de superfície composto por 16 sensores *wireless* (Trigno Avanti).

O processamento e análise dos dados recolhidos por este sistema integrado pode ser desenvolvido nos *softwares* Qualisys Track Manager® para aquisição e pré-processamento de dados, Visual3D Professional™ (Has-Motion, Inc., Kingston, Ontário, Canada) para processamento de dados e EMGworks Acquisition and Analysis (Delsys Inc., Natick, MA, USA) para avaliação da qualidade do sinal eletromiográfico.

Com o objetivo de auxiliar o investigador a familiarizar-se com as ferramentas anteriormente referidas, este manual descreve os procedimentos necessários para o planeamento, execução da recolha e pré-processamento de dados utilizando o sistema Qualisys Track System, bem como para a avaliação da qualidade do sinal eletromiográfico através do *software* EMGworks. O processamento de dados no Visual3D Professional™ não será abordado neste manual, dada a sua complexidade técnica. Este último *software* dedicado à criação e análise de modelos biomecânicos tridimensionais, deve ser utilizado com apoio de investigadores experientes do laboratório.

Tendo em consideração o exposto, este manual encontra-se organizado em dois capítulos principais. O primeiro capítulo intitulado "*Procedimentos de Recolha de Dados Biomecânicos no Laboratório de Análise de Movimento Humano do CEMAH-CIR*" apresenta a definição do âmbito do estudo e os critérios para a seleção das variáveis biomecânicas a analisar. São descritos os procedimentos para a escolha do conjunto de marcadores refletores, criação de um novo projeto, configuração dos respetivos *settings*, importação de configurações de projetos pré-definidos e utilização do mesmo projeto em diferentes computadores.

O segundo capítulo, "*Procedimentos de Análise de Dados Biomecânicos no Laboratório de Análise de Movimento Humano do CEMAH-CIR*", aborda os passos necessários para a identificação das trajetórias dos marcadores, assim como a sua edição e correção de falhas. São também descritos os procedimentos de edição de *spikes*, suavização dos sinais (*smoothing*) e adição de trajetórias virtuais. Por fim, este capítulo inclui a criação do modelo AIM (*Automatic Identification of Markers*), bem como os procedimentos iniciais de análise de dados, incluindo a marcação de eventos.

Resumo

Este manual foi elaborado para auxiliar o investigador a familiarizar-se com o sistema de análise de movimento disponível no Laboratório de Análise de Movimento Humano do Centro de Estudos de Movimento e Atividade Humana do Centro de Investigação em Reabilitação (CEMAH-CIR). O CEMAH-CIR dispõe de um sistema de análise composto por doze câmaras optoelectrónicas (oito Oqus500 e quatro MiqusM3), duas câmaras de vídeo (Miqus) da Qualisys Track Manager (Qualisys AB®, Suécia), três plataformas de força (FP4060-08/10, Bertec®, Columbus, Ohio, EUA) e um sistema de eletromiografia de superfície Trigno Avanti (Delsys Inc., Natick, MA, USA).

Para a elaboração deste manual foram consideradas as recomendações do fabricante, bem como a experiência do grupo de investigação do CEMAH-CIR cuja produção científica pode ser consultada no *website* do CIR (https://cir.ess.ipp.pt/index.php/publications/).

Palavras-chave: Biomecânica, Movimento, Cinemática, Cinética, Eletromiografia

Abstract

This manual was developed to assist researchers in becoming familiar with the motion capture system available at the Human Movement Analysis Laboratory of the Center for Studies in Human Movement and Activity, integrated into the Rehabilitation Research Center (CEMAH-CIR). CEMAH-CIR is equipped with a motion analysis system composed of twelve optoelectronic cameras (eight Oqus500 and four MiqusM3), two video cameras (Miqus) from Qualisys Track Manager (Qualisys AB®, Sweden), three force platforms (FP4060-08/10, Bertec®, Columbus, Ohio, USA), and a Trigno Avanti surface electromyography system (Delsys Inc., Natick, MA, USA).

The preparation of this manual was based on the manufacturers' recommendations, as well as the experience of the CEMAH-CIR research team, whose scientific output can be accessed through the CIR website (https://cir.ess.ipp.pt/index.php/publications/).

Keywords: Biomechanics, Movement, Kinematics, Kinetics, Electromyography

Índice

I. Procedimentos de recolha de dados biomecânicos no Laboratório de Análise de Movimento Humano do CEMAH-CIR 1

1.2.1 Definição de âmbito e variáveis biomecânicas 3

1.2.2 Seleção do *setup* de marcadores refletores 4

1.3.1 Criação de um projeto 6

1.3.2 Criação de *settings* de um projeto 7

1.3.3 Importação de *settings* de projetos pré-definidos 12

1.3.4 Uso do projeto em diferentes computadores 12

II. Procedimentos de análise de dados biomecânicos no Laboratório de Análise de Movimento Humano do CEMAH-CIR 27

2.1.1 Identificação de trajetórias 27

2.1.2 Personalização de trajetórias e *Bones* 29

2.1.3 Falhas 29

2.1.4 Spikes and Smoothing 32

2.1.5 Adicionar trajetórias virtuais 34

2.1.6 Criação do AIM (*Automatic Identification of Markers*) *Model* 34

2.1.7 Análise de Dados 35

2.1.8 Adição de Eventos 37

III. Considerações finais 42

Bibliografia 43

Índice de Figuras

Figura 1 - Barra de ferramentas: *Start Capture* 1

Figura 2 - Barra de ferramentas vertical 1

Figura 3 - Barra lateral: *Camera settings* 2

Figura 4 - Barra de ferramentas: janelas das trajetórias 2

Figura 5 - Barra temporal 3

Figura 6 - *Setup* de marcadores do Laboratório de Análise de Movimento Humano do CIR para tronco e membro superior 4

Figura 7 - *Setup* de marcadores do Laboratório de Análise de Movimento Humano do CIR para membro inferior 4

Figura 8 - Janela Novo Projeto 6

Figura 9 - *Project Options*: *Input Devices* 7

Figura 10 - Janela de configuração dos settings das câmaras 8

Figura 11 - Janela para definição das opções do projeto para a placa analógica 9

Figura 12 - Janela para *Project Options*: *Processing* 11

Figura 13 - Janela para *Project Options*: *Folder Options* 12

Figura 14 - Imagem ilustrativa da vareta de calibração e do referencial de calibração 13

Figura 15 - Janela para identificação da orientação do referencial no projeto 14

Figura 16 - Tabela ilustrativa dos resultados da calibração 15

Figura 17 - Remoção do sinal de base das plataformas de força 16

Figura 18 - Plataformas de força do CEMAH-CIR. Plataforma 1: FP4060-08; Plataformas 2 e 3: FP4060-10 16

Figura 19 - Vetores das plataformas de força 17

Figura 20 - Dados das plataformas de força 17

Figura 21 - Colocação de adesivos nos sensores Delsys 18

Figura 22 - Base Station Delsys 18

Figura 23 - Identificação dos sensores ativos no Delsys Trigno Control Unity 3.6.0 19
Figura 24 - Configuração dos *settings* dos sensores Delsys 19
Figura 25 - Criação de um novo projeto 20
Figura 26 - Configuração da recolha – parâmetros da tarefa 20
Figura 27 - Configuração da recolha 20
Figura 28 - Avaliação da qualidade do sinal EMG 21
Figura 29 - Iniciar uma recolha 23
Figura 30 - Exemplo de setup de marcadores utilizado num estudo de investigação para avaliar o movimento do tronco superior e inferior durante a transição de sentado para de pé 24
Figura 31 - Identificação dos marcadores refletores 27
Figura 32 - Gravação da lista de marcadores 28
Figura 33 - Introdução da lista de marcadores 28
Figura 34 - Método de identificação rápida 29
Figura 35 - Janela Trajectory Editor 30
Figura 36 - Representação do processo de criação de *Bones* 30
Figura 37 - Preenchimento de trajetórios através do método Relacional 31
Figura 38 - *Trajectory Editor*: *Smooth* 33
Figura 39 - Exemplos de picos e planaltos nas trajetórias dos marcadores 33
Figura 40 - *Generate* AIM *model* 34
Figura 41 - Criação do AIM *model* 35
Figura 42 - Representação do processamento de marcadores 36
Figura 43 - Representação dos métodos para extração de variáveis 37
Figura 44 - Método para adição de eventos 38
Figura 45 - Método para edição de eventos 38
Figura 46 – Formatos de ficheiros de exportação 38
Figura 47 - Janela de visualização para exportação de dados em formato TSV 39
Figura 48 - Janela de visualização para exportação de dados em formato MATLAB 40

Figura 49 - Janela de visualização para exportação de dados em formato C3D 40

Figura 50 - Janela de visualização para exportação de dados em formato AVI 41

I. Procedimentos de recolha de dados biomecânicos no Laboratório de Análise de Movimento Humano do CEMAH-CIR

1.1 Interface gráfica e funcionalidades do sistema Qualisys Track Manager

Ao iniciar o Qualisys Track Manager (QTM) é apresentada a janela principal (Figura 1), onde se destaca a barra de ferramentas com ícones de acesso rápido. O ícone *Start Capture* (círculo vermelho) abre uma janela, no qual se definem a duração da recolha, a pasta de destino e as opções de nomeação automática dos ficheiros. O ícone quadrado preto Stop termina uma recolha em curso (aparecendo no lugar do ícone *Start Capture*).



Figura 1 - Barra de ferramentas: *Start Capture*

Na margem esquerda encontra-se uma barra vertical que permite alternar entre as vistas 2D e 3D, bem como aceder a ferramentas específicas, como o *Quick Identification* (ID) (Figura 2) (ver secção2.1.1 Identificação de trajetórias

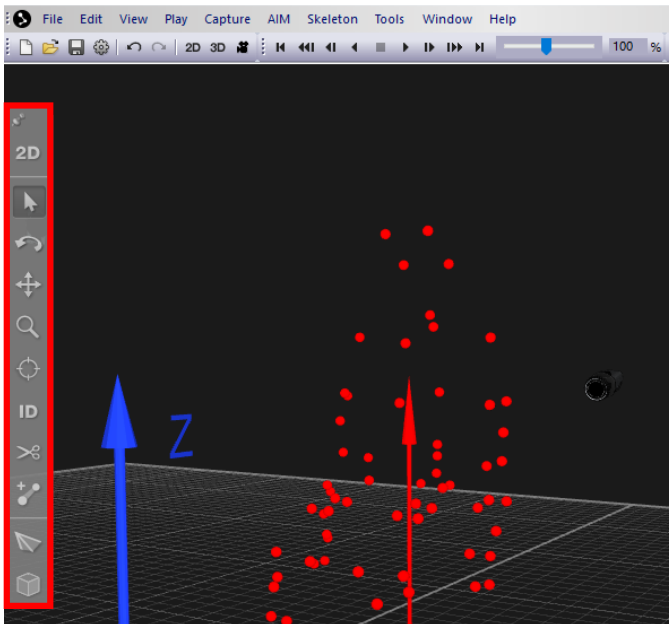


Figura 2 - Barra de ferramentas vertical

A janela de visualização 2D apresenta, em tempo real ou posteriormente, a imagem de cada câmara. Na barra lateral da margem direita encontram-se parâmetros fundamentais para ajustar cada câmara antes da calibração ou da captura de movimento. É possível alternar entre três modos de câmara (Figura 3):

- *Marker*: modo padrão de identificação e visualização de marcadores;
- *Marker Intensity*: imagem 2D codificada por cores, em que locais a amarelo/vermelho são considerados marcadores. Esta definição pode ser modificada através do ajuste do *Exposure* & *Flash Time* e do *Marker Threshold*;

- *Video*: gravação de vídeo sincronizado com os dados 3D.

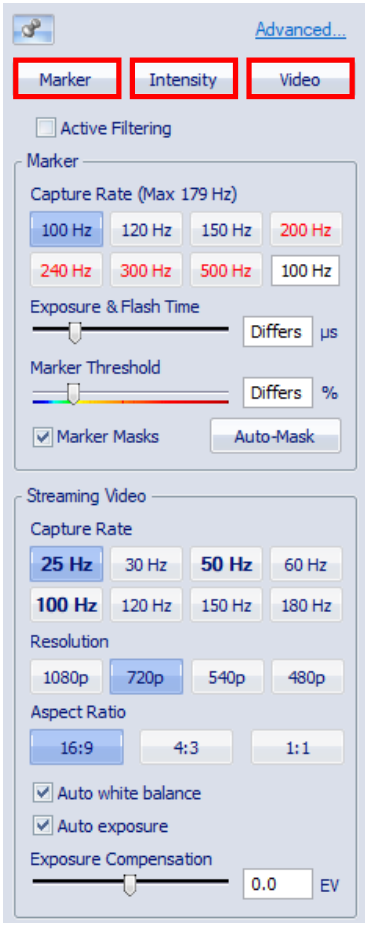


Figura 3 - Barra lateral: *Camera settings*

Para além disto, na barra lateral é possível definir a frequência de aquisição das câmaras, a resolução e proporção do vídeo, bem como definições relacionadas com a exposição das câmaras.

A janela de visualização 3D exibe a reconstrução dos marcadores refletores e do vetor resultante das plataformas de força. Na barra superior existem três painéis de trajetórias acessíveis a partir dos ícones presentes na Figura 4:

- *Labeled trajectories*: trajetórias identificadas;
- *Unidentified trajectories*: trajetórias sem identificação;
- *Discarded trajectories*: trajetórias excluídas.



Figura 4 - Barra de ferramentas: janelas das trajetórias

Na base das janelas de visualização existe a barra temporal (Figura 5). O cursor triangular representa o *frame* atual da recolha e é possível percorrer o ficheiro, mantendo premido o botão esquerdo do rato sobre o cursor. Os cursores laterais permitem definir um intervalo de interesse para análise ou exportação de dados.

1.2 Definição do protocolo de recolha cinemática

Na investigação, a recolha de dados deve ser realizada de forma criteriosa e exata. Assim sendo, durante a realização de uma recolha de dados cinemáticos com recurso a um sistema optoelectrónico, é essencial que seja aplicado um protocolo de recolha de dados biomecânicos. Um protocolo de recolha de dados

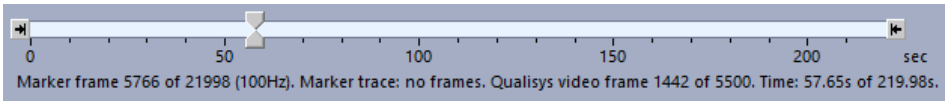


Figura 5 - Barra temporal

biomecânicos é um guião que auxilia o investigador a uniformizar os procedimentos de preparação e recolha de dados cinemáticos, permitindo reduzir os vieses entre medições.

1.2.1 Definição de âmbito e variáveis biomecânicas

Em primeira instância, para definir um protocolo de recolha de dados biomecânicos passível de ser implementado no CEMAH-CIR, é necessário a definição prévia da área de estudo e a população que se pretende avaliar. Salienta-se que, no CEMAH-CIR, existem linhas de investigação pré-definidas com um *background* e experiência relevantes na investigação das respetivas áreas de estudo. Tal permite que o investigador com menor experiência com este tipo de recursos possa discutir e aconselhar-se com os respetivos coordenadores de cada linha de investigação sobre o protocolo a implementar.

Posteriormente, devem ser definidos a metodologia (incluindo a preparação do participante, o protocolo de avaliação e o número de marcadores), as variáveis que se pretendem obter como resultado da recolha, bem como o equipamento de medição associado. Para obter esse conhecimento recomenda-se a consulta de bibliografia de qualidade, isto é, presente em revistas indexadas, e o estudo da metodologia utilizada em projetos previamente realizados pela instituição. A informação referente aos estudos realizados e aos equipamentos de avaliação biomecânica atualmente disponíveis, pode ser consultada respetivamente nas páginas **Publicações** e **Equipamentos** do **site do CIR** (https://cir.ess.ipp.pt/).

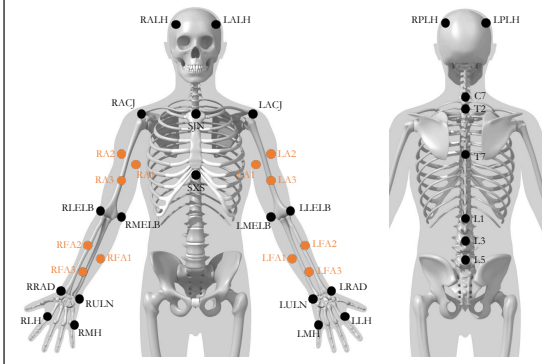
Após a definição do protocolo de recolha de dados, incluindo a preparação do laboratório, do participante, recolha e análise dos dados, recomenda-se o agendamento de uma reunião com um dos responsáveis pela utilização do equipamento de forma a ser avaliada a viabilidade do protocolo proposto, bem como, serem concedidas as orientações e alertas necessários para a sua concretização com sucesso, utilizando os espaços e equipamentos da instituição.

O teste de procedimentos deve ser realizado antes de se iniciar a fase de recolhas (fase esta que estará dependente da aprovação do estudo a realizar por uma comissão de ética). Este teste inclui a realização de todos os procedimentos de uma recolha formal. É recomendado que seja testado em primeiro lugar o protocolo de recolha definido, a fim de avaliar a exequibilidade do mesmo, bem como, ajustar os procedimentos necessários para a sua aplicação. É essencial também processar e analisar os dados obtidos de forma a conseguir identificar a necessidade de alterar algum parâmetro ou procedimento.

1.2.2 Seleção do *setup* de marcadores refletores

O sistema optoelectrónico do Laboratório de Análise de Movimento do CEMAH-CIR, requer a utilização de marcadores refletores posicionados em referências anatómicas para representar os segmentos corporais. Para tal, deve ser tido em consideração o *setup* de marcadores refletores definido pelo laboratório de análise de movimento do CEMAH-CIR apresentado nas Figuras 6 e 7, bem como as recomendações para a identificação de referências anatómicas (Sint Jan., 2007).

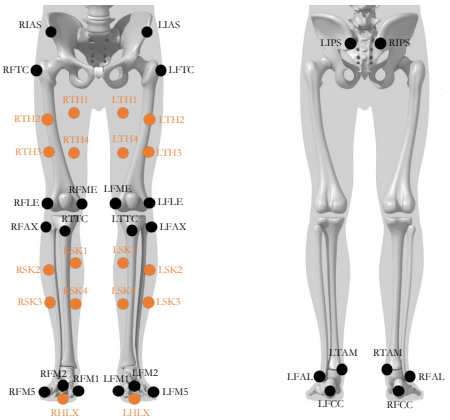
CIR-CEMAH Marker Setup (in partnership with LABIOMEP)



Thorax, Head and Upper Limbs Markers	Name	Side	Anatomical landmark
	RALH	Right	Anterior-Lateral Head
	LALH	Left	
	RPLH	Right	Posterior-Lateral Head
	LPLH	Left	
	RACJ	Right	Acromial Edge
	LACJ	Left	
	C7	-	7th Cervical Vertebrae
	SJN	-	Jugular Insertion
	SXS	-	Xiphoid Process
	RLELB	Right	Lateral Epicondyle of the Humerous
	LLELB	Left	
	RMELB	Right	Medial Epicondyle of the Humerous
	LMELB	Left	
	RRAD	Right	Radio-Styloid Process
	LRAD	Left	
	RULN	Right	Ulna-Styloid Process
	LULN	Left	
	RLH	Right	Medial Head of 2nd Metacarpal
	LLH	Left	
	RMH	Right	Lateral Head of 5th Metacarpal
	LMH	Left	

Tracking Markers (Extra Markers or Clusters): RA & LA = Right and Left Arm; RFA & LFA = Right and Left Forearm

Figura 6 - *Setup* de marcadores do Laboratório de Análise de Movimento Humano do CIR para tronco e membro superior



Lower Limbs Markers	Name	Side	Anatomical landmark
	RIAS	Right	Anterior Superior Iliac Spine
	LIAS	Left	
	RIPS	Right	Posterior Superior Iliac Spine
	LIPS	Left	
	RFTC	Right	Greater Trochanter of the Femur
	LFTC	Left	
	RFLE	Right	Lateral Epicondyle of the Femur
	LFLE	Left	
	RFME	Right	Medial Epicondyle of the Femur
	LFME	Left	
	RFAX	Right	Head of the Fibula
	LFAX	Left	
	RTTC	Right	Anterior Tibial Tuberosity
	LTTC	Left	
	RFAL	Right	Lateral Mallelous
	LFAL	Left	
	RTAM	Right	Medial Mallelous
	LTAM	Left	
	RFCC	Right	Posterior Aspect of the Calcaneus
	LFCC	Left	
	RFM1	Right	Lateral Aspect of the 1st Metatarsal Head
	LFM1	Left	
	RFM2	Right	Dorsal Aspect of the 2nd Metatarsal Head
	LFM2	Left	
	RFM5	Right	Lateral Aspect of the 5th Metatarsal Head
	LFM5	Left	
	RHLX	Right	Distal Phalanx of the Hallux
	LHLX	Left	

Tracking Markers (Extra Markers or Clusters): RTH & LTH = Right and Left Thigh; RSK & LSK = Right and Left Shank

Figura 7 - *Setup* de marcadores do Laboratório de Análise de Movimento Humano do CIR para membro inferior

Se for necessário utilizar marcadores refletores em localizações anatómicas diferentes das referidas, o utilizador deve confirmar com um membro da equipa de investigação com experiência no uso do equipamento, se o novo *setup* permite obter os dados e as variáveis pretendidas (Caimmi et al., 2007; Donato et al., 2021; Fischer et al., 2020; Mesquita et al., 2019; Sousa et al., 2021; Sousa et al., 2020; Wang et al., 2020).

Embora seja possível extrair algumas variáveis cinemáticas a partir do *software* QTM, o *software* Visual3D™ (Has-Motion Inc., Kingston, Ontário, Canadá), constitui o *software* principal de análise biomecânica para a

medição de dados de movimento, sendo compatível com a grande maioria dos sistemas de captura de movimento tridimensional. Fornece os cálculos necessários para dados cinemáticos e cinéticos, incluindo técnicas matemáticas para a otimização do processamento de dados, dinâmica inversa, modelação biomecânica, entre outros. É um *software* independente de um *hardware* e de um conjunto de marcadores refletores pré-definido e tem a funcionalidade de criar um esqueleto tridimensional funcional, através do qual é possível extrair dados validados e consistentes com a recolha de movimento. Para mais informações, pode consultar o site da Has-Motion que contém uma diversa lista de tutoriais (Has-motion, 2024).

1.3 Definição do projeto

A utilização do QTM disponível no Laboratório de Análise de Movimento do CEMAH-CIR requer a criação de um projeto (*project)*. O *project* consiste num conjunto de definições necessárias para a recolha de dados, organizada numa estrutura de pastas e ficheiros criados automaticamente pelo QTM para a captura dos dados a serem estudados. Este deve conter todos os ficheiros e informação necessária sobre o processamento dos mesmos, como a frequência de amostragem, os equipamentos a serem utilizados e as suas configurações (Qualisys, 2011). Recomendações importantes:

- Utilizar um *project* para cada estudo de investigação do laboratório e por cada *setup* de marcadores refletores, devendo as avaliações dos diferentes indivíduos constar em subpastas na pasta *Data* do projeto, para serem facilmente visualizadas na janela *Project View*;
- Realizar de forma recorrente um *backup* dos *settings*, uma vez que as alterações são gravadas automaticamente. Deste modo, em caso de erro, garante-se o acesso aos *settings* corretos;
- É possível facilitar o acesso ao *project*, através da ativação de um *pin* único para aceder ao s*etup*;
- A criação de um *Project Preset*, permite a elaboração de vários projetos com base nos mesmos *settings*;
- Nos casos em que o projeto é utilizado em simultâneo com outro sistema de câmaras (p.g.: projetos que realizem recolhas em laboratórios diferentes) é recomendado que o *setup* esteja presente em cada um dos computadores dos respetivos laboratórios e que apenas se copiem os ficheiros *Data* e AIM, para garantir que não existe o risco de se perderem os *settings* e para facilitar o manuseamento dos dados. O utilizador, ao salvaguardar os dados recolhidos, deve copiar todo o "*Project*", incluindo todas as pastas, subpastas e *settings*. Isto garante que mesmo noutro computador é possível usar o QTM para processar dados;
- Quando se abre um *project*, o QTM utiliza a última calibração feita pelo computador de recolha, podendo ser carregada a calibração de um *project* diferente. Por esta razão, deve verificar-se sempre a data e hora dos ficheiros das calibrações na pasta *Calibrations* do *project*, para garantir que apenas constam as calibrações realizadas para o estudo. No entanto, deve ter-se em conta que ao abrir ficheiros já recolhidos, eles mantêm a calibração com que foram realizados, sendo esta distinta da calibração do *project*. Por esta razão, ao abrir um *project* para uma recolha, é recomendado que se efetue uma nova calibração.

Nota: o QTM copia o último ficheiro de calibração feito com o mesmo sistema para a pasta do *project*, mas não a aplica aos dados já recolhidos.

1.3.1 Criação de um projeto

É possível criar um projeto de duas formas distintas. A primeira decorre aquando da iniciação do QTM e surge a janela inicial para definir o projeto. Deve ser selecionada a opção *Create Project*, havendo a possibilidade de importar os *settings* de outro *project*, ou definir manualmente. A segunda forma, decorre quando o QTM já se encontra aberto e é selecionado na barra principal *File* > *New Project*. Em qualquer uma das formas, surgirá a janela *New Project - Settings* (Figura 8) na qual se deve preencher a seguinte informação (Qualisys, 2011):

i. Escrever o nome a atribuir ao projeto na barra *Project Name*. Este será também o nome da pasta associada ao *project*, automaticamente criada. Se necessário, pode alterar-se o nome do *project* posteriormente, através da opção *Rename Project* no menu *File*;

ii. Selecionar o local onde o projeto deverá ser guardado. Por defeito, o QTM arquiva os ficheiros na pasta *Documents* do computador. Para alterar o diretório, deve selecionar *Browse* e escolher a nova localização. É possível alterar o caminho por defeito do QTM para os *projects* seguintes, através do acesso na barra principal, selecionando *Tools* > *Project Options* > *Folder Options*;

iii. Definir a fonte dos *settings* que deverão estar associados na secção *Base the new project on*. Desta forma, deve-se selecionar *Settings imported from another project* para escolher *settings* de outro projeto. É possível também selecionar *settings* criados por defeito pelo QTM através da opção *Default Settings*, ou ainda a opção *The current project* para usar os *settings* do *project* aberto no momento. Os *settings* podem ser visualizados e alterados na barra principal, selecionando *Tools* > *Project Options*. Ao selecionar qualquer opção que não o *The Current Project,* os *settings* atuais no *Project Options* irão ser perdidos.

iv. Se já existirem módulos de análise PAF (*Project Automation Framework*) instalados no computador, e se o objetivo for criar um projeto com automação, deve ser selecionada a opção *Use* PAF *module*, escolhendo o módulo existente (Excel, MATLAB, Python™ e Visual3D™).

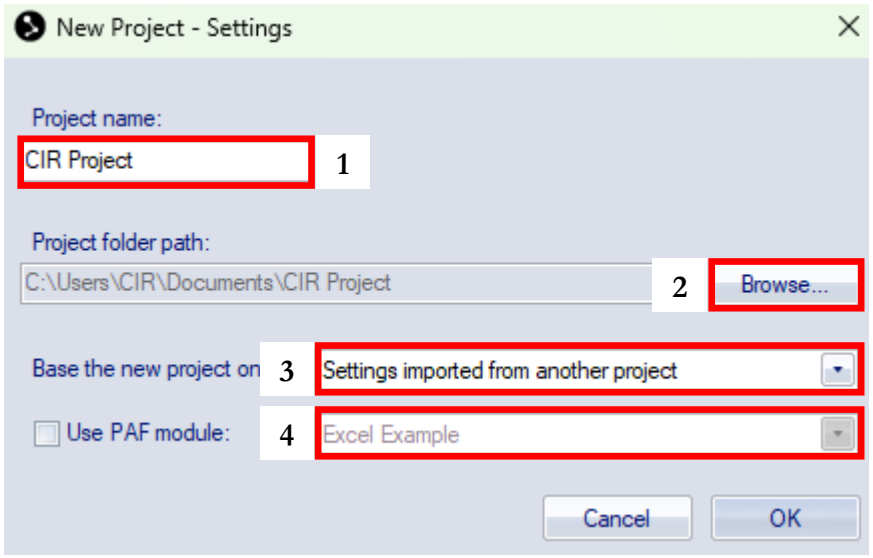


Figura 8 - Janela Novo Projeto

1.3.2 Criação de *settings* de um projeto

Como referido anteriormente, é necessário definir para cada projeto os *settings* necessários para aplicar o protocolo de avaliação. Relembra-se que este procedimento deverá ser realizado por um responsável do laboratório ou com a supervisão deste. Pede-se que não se inicie nenhuma recolha sem a devida validação dos *settings*, uma vez que caso algum parâmetro esteja incorreto, todos os dados poderão tornar-se inválidos.

Para definir os *settings* do projeto, deverá ser selecionada na barra principal a opção *Tools* e de seguida *Project Options* ou diretamente a partir da seleção do ícone ⚙ na barra secundária (Figura 9). Posteriormente irá surgir a janela *Project Options* onde é possível visualizar as diferentes secções e subsecções para a definição dos *settings* do projeto.

Na secção *Input Devices,* devem ser selecionadas as caixas de verificação dos equipamentos que irão ser

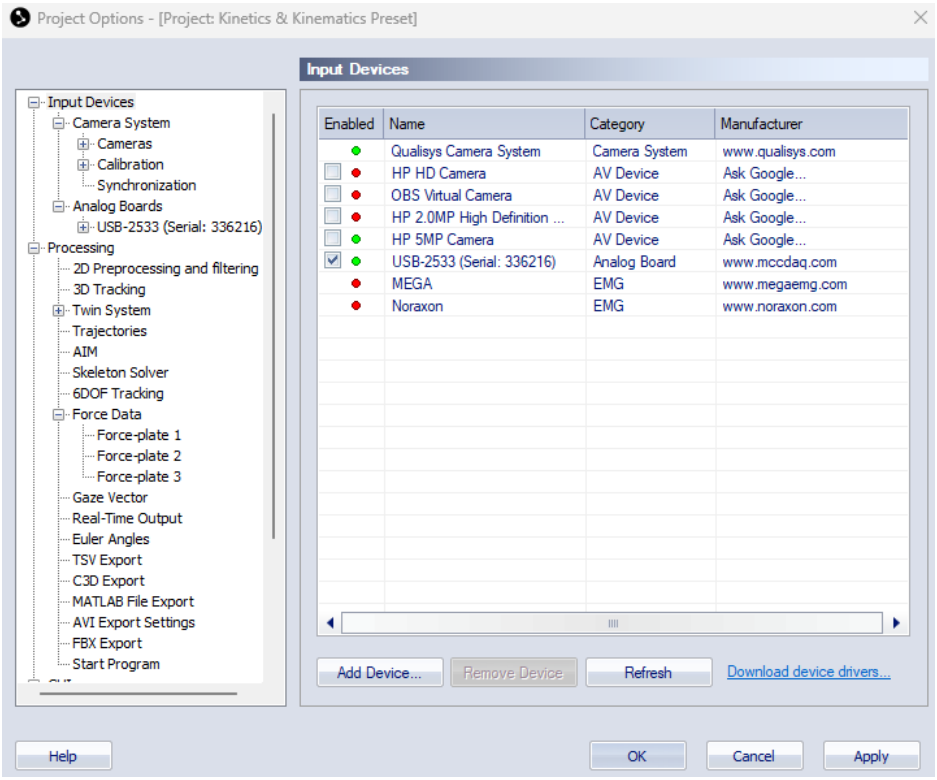


Figura 9 - *Project Options*: *Input Devices*

utilizados para o protocolo de recolha. Os círculos existentes junto a cada um dos equipamentos permitem saber o estado de ativação de cada um. Podem apresentar-se verdes se os dispositivos estiverem conectados, amarelos se os dispositivos forem desconhecidos, e vermelhos se os dispositivos não estiverem conectados (Figura 9). No caso da placa analógica (*analog board),* os *settings* estão associados ao número de série da placa, mesmo que o dispositivo esteja desconectado ou não esteja ativo no *Instacal*.[1]

É possível adicionar um dispositivo, selecionando *Add Device,* nos casos em que sejam utilizados outros equipamentos como a Delsys, ou remover dispositivos em *Remove Device*, caso não sejam conectados. Também é possível realizar *Refresh* para atualizar o estado dos dispositivos. É importante saber que esta

[1] *Software* que permite instalar, configurar, testar e calibrar dispositivos de aquisição de dados (DAQ). É utilizado para reconhecer e preparar automaticamente o *hardware*, como plataformas de força, antes da sua utilização em *softwares* de análise de movimento.

última opção funciona com todos os dispositivos, à exceção das placas analógicas, quando estas estão instaladas ou alteradas no *Instacal*, devendo-se, para isso, reiniciar o QTM.

Camera System

Dentro da secção *Input Devices* é possível selecionar a subsecção *Camera System* para definir o sistema de câmaras a ser utilizado, a frequência de aquisição de dados, a frequência em tempo real e ainda visualizar o estado geral de cada setting associado (Figura 10).

Nesta subsecção é possível:

1. Selecionar *Locate Sytem* para localizar o sistema de câmaras conectadas com o QTM;
2. Selecionar a frequência de aquisição de todas as câmaras para as recolhas de movimento;
3. Selecionar a opção *Reduced real time frequency* para permitir uma melhor pré-visualização dos dados. Por esta razão, a frequência selecionada deve ser inferior à selecionada no *Marker capture frequency*;
4. Se os *settings* estiverem com valores dentro da amplitude normal, antes de cada item, deverá aparecer um círculo verde. Caso estes estejam diferentes dos valores normais, irá surgir um triângulo amarelo com um ponto de exclamação. Se os *settings* não estiverem configurados de forma adequada, irá surgir um triângulo vermelho com um ponto de exclamação. Se uma das duas últimas opções acontecer, deve-se clicar com o botão direito do rato sobre o item e selecionar *Change* para ir diretamente à página do item ou *Reset to default(s)* para que o item assuma os valores dos *settings* por defeito.

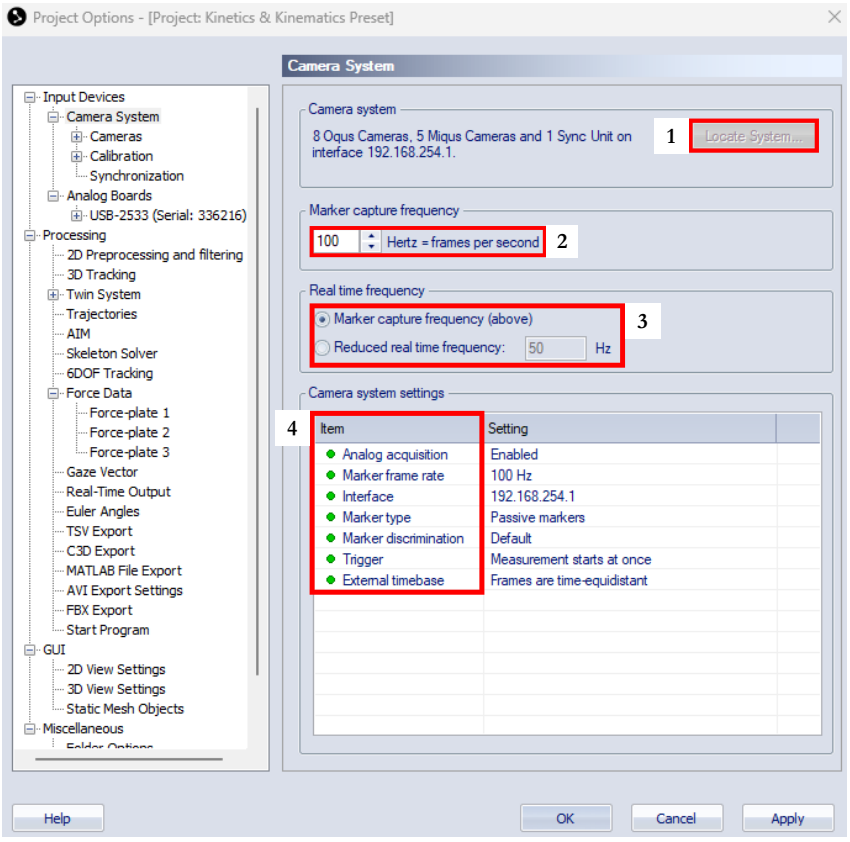


Figura 10 - Janela de configuração dos settings das câmaras

Analog Board

Na secção Input Devices é possível selecionar a subsecção Analog Board para definir a frequência de aquisição, os settings da placa e os diferentes canais (Figura 11). Nesta secção é possível:

1. Selecionar a frequência de aquisição a ser utilizada na recolha. No caso de avaliações exclusivamente cinemáticas, a taxa de aquisição é de 100 amostras por segundo, no caso de serem utilizadas plataformas de força ou eletromiografia (EMG), a taxa de aquisição aumenta para 1000 amostras por segundo;
2. Selecionar a opção *Simultaneous start* para que a placa analógica inicie quando o sistema de câmaras capturar o primeiro *frame*, o que significa que poderá haver uma pequena variação entre os dados das câmaras e da placa analógica;
3. Na subseção seguinte, *Board settings*, pode ser selecionada *Bipolar Range* para permitir uma voltagem positiva e negativa e manter a voltagem de 10 Volts, apresentada por defeito;
4. A subseção *Force Plate Control*, não é aplicável, uma vez que as plataformas de forças do CIR não são do tipo Kistler 5695 DAQ;
5. Na subseção *Channels* é possível visualizar e ativar os canais, selecionando as caixas de verificação correspondente. Os canais analógicos devem ser selecionados de forma sucessiva. É possível ainda identificar os canais para facilitar o seu reconhecimento aquando da recolha, devendo-se clicar duas vezes sobre o nome para o renomear. No caso dos canais de EMG, se recolhido de forma analógica, na coluna *Delay* dos canais referentes à EMG, deve ser inserido, em cada um dos canais, o *delay* associado de 48 ms. Como esta é uma medida conhecida, inerente a um dos sistemas de medição, pode ser corrigido durante a análise de dados, iniciando-se a sua análise após o tempo do próprio *delay*. É importante notar que, embora seja possível integrar a recolha EMG de forma analógica, no

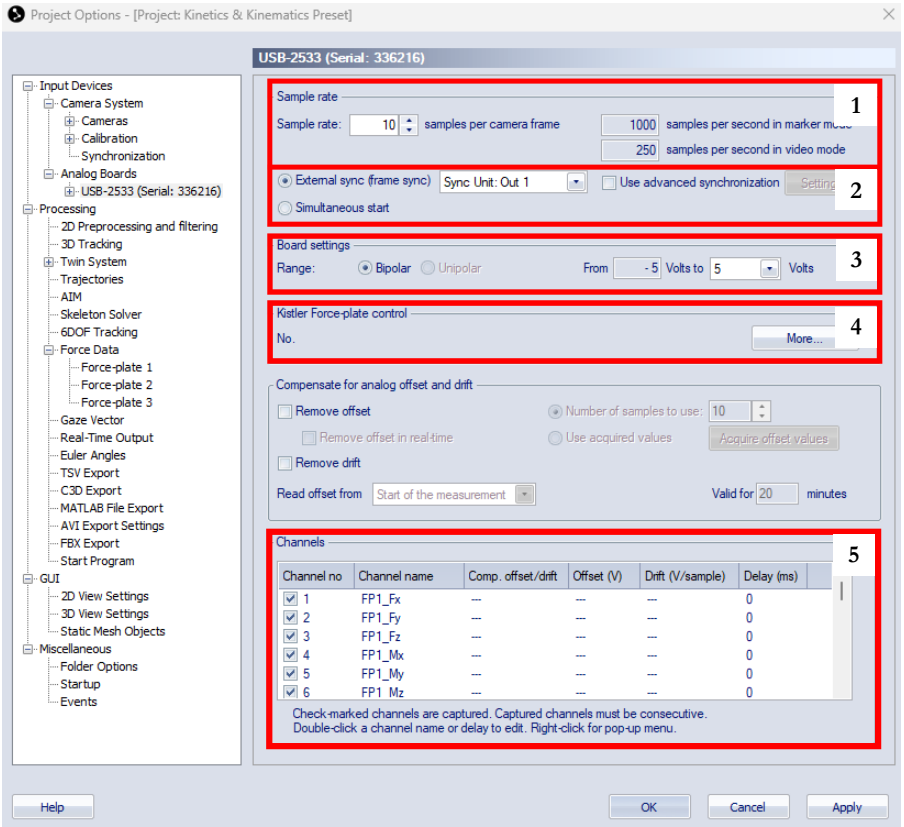


Figura 11 - Janela para definição das opções do projeto para a placa analógica

Laboratório de Análise de Movimento do CEMAH-CIR a integração da EMG é concretizada de forma digital.

Processing

Na secção *Processing* é possível selecionar separadamente as ações que podem ser aplicadas nos dados 2D durante a recolha *Real time actions*, e após a recolha *Capture actions* (Figura 12). Para isso deve-se selecionar apenas as caixas de verificação que se pretende para o estudo:

- *Auto backup* - Para o sistema realizar um *backup* automático;
- *Pre-Process 2D data* - Para o sistema pré-processar os dados antes da recolha;
- *Track each frame in 3D* - Para o sistema fazer o cálculo das posições dos marcadores em 3D;
- *Merge with twin slave* - Para o sistema fundir os dados com os de um sistema semelhante;
- *Gap-fill the gaps* - Para o sistema preencher automaticamente, até um limite pré-definido, as falhas de dados existentes;
- *Apply the current* AIM *Model* - Para o QTM aplicar automaticamente o modelo de identificação automática de marcadores atual (ver secção "Criação do AIM (*Automatic Identification of Markers*) *Model*");
- *Calculate* 6DOF - Para o sistema permitir calcular os corpos rígidos, previamente definidos nos *settings*;
- *Calculate force data* - Para o sistema calcular automaticamente os dados resultantes das plataformas de força. Isto é, a aplicação da matriz de calibração e a representação tridimensional do vetor de força correspondente;
- *Export to* TSV*,* C3D *format,* MATLAB *file* e/ou AVI *file* - Para o sistema exportar automaticamente os ficheiros nos formatos TSV, C3D, MATLAB ou AVI.

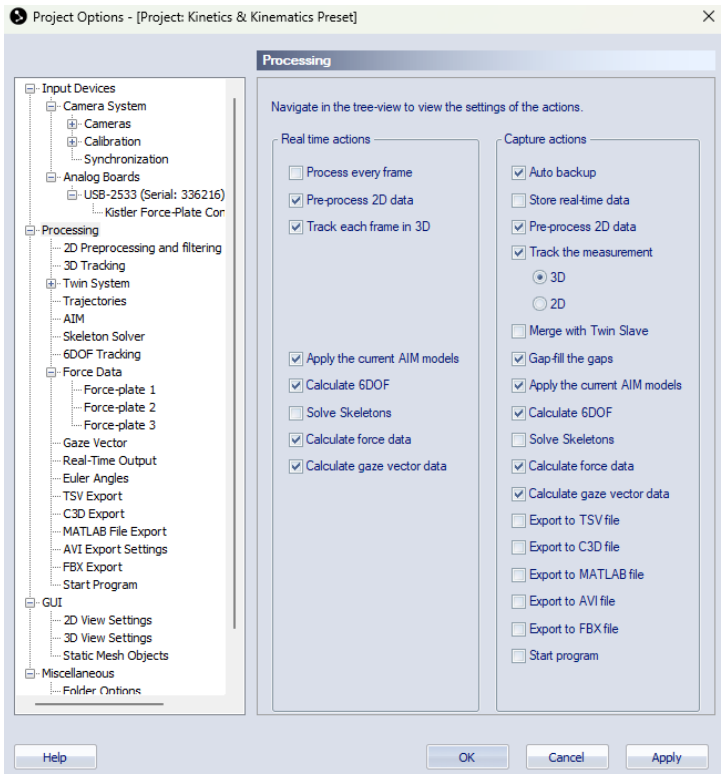


Figura 12 - Janela para *Project Options*: *Processing*

Miscellanous

Na secção *Miscellanous* é possível selecionar os *settings* da pasta do projeto, a abertura automática do projeto, a *Startup*, e a lista dos eventos, *Events*.

Dentro da secção *Miscellanous* encontra-se a subsecção *Folder Options* que contém os *settings* para a localização dos diferentes ficheiros produzidos pelo QTM, que podem ser alterados (Figura 13). Assim, por defeito:

- Os ficheiros com as calibrações são guardados na pasta *Calibrations* do projeto;
- Os ficheiros com os modelos são guardados na pasta AIM *Models* do projeto;
- As pastas dos projetos são guardas na pasta Documentos dos *users*;
- Os ficheiros de vídeo temporariamente armazenados são guardados numa pasta *Temp* da aplicação, assim como os ficheiros de *backup* automáticos;
- A pasta de linearização é guardada no *Linearization* na pasta de instalação do *software* QTM.

Em relação aos ficheiros das calibrações e dos AIM *models*, uma vez que estão guardados dentro das pastas específicas dos projetos, caso seja pertinente alterar os diretórios, é necessário mudar de forma manual para cada projeto.

Após a seleção dos *settings* da janela *Project Options*, deve ser selecionado OK para aplicar os novos *settings* na medição atual e fechar a janela, ou selecionar *Apply* para aplicar os *settings* sem fechar a janela. Pode ser ainda selecionada a opção *Cancel* para fechar a janela sem salvar os *settings* alterados ou pressionar o botão *Help* para obter ajuda do programa QTM.

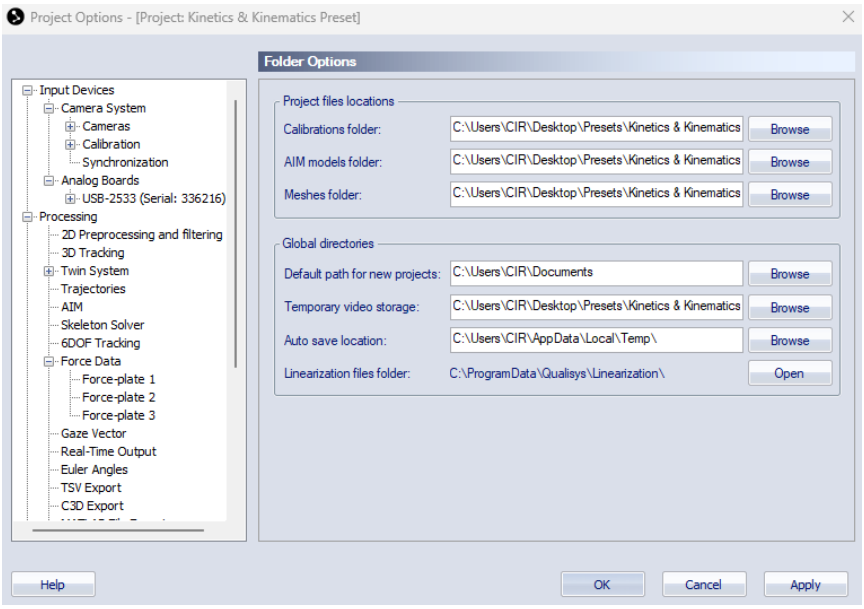


Figura 13 - Janela para *Project Options*: *Folder Options*

1.3.3 Importação de *settings* de projetos pré-definidos

Estão disponíveis vários projetos-padrão, designados *Preset*, que possuem os *settings* adequados para os *setups* de recolhas mais frequentemente realizados no Laboratório de Análise de Movimento do CEMAH-CIR e que podem ser utilizados para a criação de novos projetos, nomeadamente:

- Kinetics & Kinematics Preset – 13 câmaras (8 Oqus500, 4 MiqusM3 e 1 Miqus de vídeo) e 3 plataformas de força com uma taxa de aquisição de 100 Hz e 1000 Hz, respetivamente;
- Kinetics, Kinematics & Eletromiography Preset – 13 câmaras (8 Oqus500, 4 MiqusM3 e 1 Miquos de vídeo), 3 plataformas de força e 1 sistema de EMG com uma taxa de aquisição de 100 Hz, 1000 Hz e 1000 Hz, respetivamente.

Para utilizar um destes *Presets*, no momento da criação do projeto, é possível selecioná-lo diretamente a partir da lista disponível na secção *Base the new project on*, desde que tenha sido previamente guardado como *Preset* no computador em utilização. Por outro lado, se os *settings* não forem guardados como *Preset*, pode selecionar-se a opção *Settings imported from another project* para importar os *settings* de um projeto anterior. Em ambos os casos, os *Presets* e os *settings* são armazenados localmente, mas é necessário garantir que estão disponíveis no computador onde o projeto será criado.

1.3.4 Uso do projeto em diferentes computadores

O projeto pode ser transferido para análise noutros computadores, devendo conter sempre todos os *settings* e ficheiros necessários para o processamento**.** É assim aconselhado que toda a pasta do projeto seja transferida.

1.4 Calibração do volume de captura tridimensional

A calibração do volume de captura tridimensional tem em vista a redução do erro associado a uma recolha de movimento, o incremento da fiabilidade e veracidade dos dados recolhidos e a definição de um referencial global e a correspondente localização e orientação das câmaras, para o cálculo das coordenadas dos marcadores.

Para a realização da calibração, será necessário o kit de calibração, constituído por (Figura 14):

- Vareta de calibração metálica em formato de T, com 2 marcadores refletores nas extremidades opostas da vareta. A distância entre os marcadores é fixa e conhecida, tendo sido alvo de calibração de fábrica, o que permite a realização de calibrações fiáveis;
- Referencial de calibração metálico articulado, em formato de L com 4 marcadores refletores e 3 patilhas metálicas.

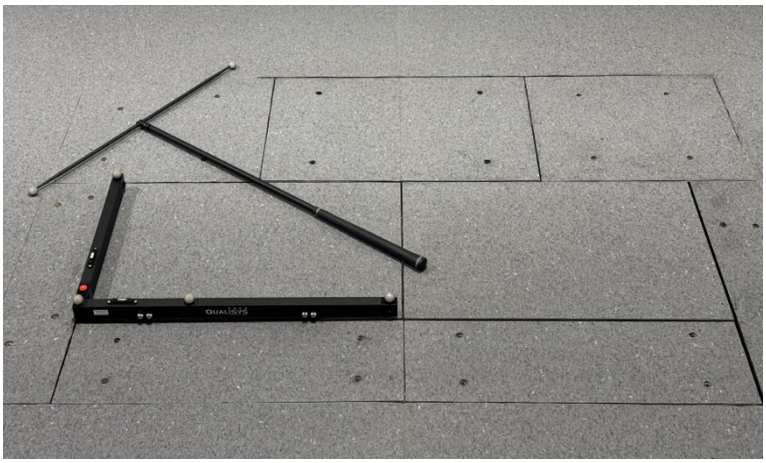


Figura 14 - Imagem ilustrativa da vareta de calibração e do referencial de calibração

Antes de iniciar a montagem do kit de calibração e colocação do referencial, deve-se abrir o programa QTM, selecionar *Open Project* e selecionar a pasta do projeto para abrir o projeto criado especificamente para o estudo. De seguida, deve ser selecionado na barra principal *File* > *New* ou pressionar o ícone com a folha em branco para abrir uma nova sessão. Posto isto, a calibração deve ser realizada da seguinte forma:

i. Verificar se as câmaras estão todas ligadas (com o número da câmara a surgir no canto inferior esquerdo e o número de marcadores refletores a ser detetado no canto inferior direito) e corretamente posicionadas para a recolha de movimento;

ii. Perceber se existem marcadores refletores que estão a aparecer nas câmaras através da análise em modo 2D da barra de ferramentas vertical e selecionando os modos de vídeo e *marker intensity* de cada câmara, para identificar as possíveis fontes refletoras de luz ou marcadores refletores que estejam à vista. No caso de não ser possível eliminar ou ocultar marcadores refletores indesejados, pode ser utilizada a opção *Auto-Mask*, que permite criar máscaras virtuais para ocultar o(s) marcador(es) referidos. Contudo, após a aplicação do *Auto-Mask*, é necessário verificar se existem máscaras sobre a zona de interesse da recolha. Este procedimento deve ser realizado antes da colocação do referencial, de forma a evitar que os marcadores do calibrador fiquem ocultos;

iii. Colocar o referencial de calibração orientado como na Figura 14, encaixando as patilhas metálicas nas laterais da plataforma de forças, de modo a que os eixos do referencial coincidam com os eixos da plataforma. Após a colocação, deve verificar-se se o calibrador está nivelado, podendo ajustar-se a sua altura através das rodas niveladoras presentes nas extremidades;

Nota: Todas as câmaras devem, neste momento, conseguir identificar os 4 marcadores presentes no referencial.

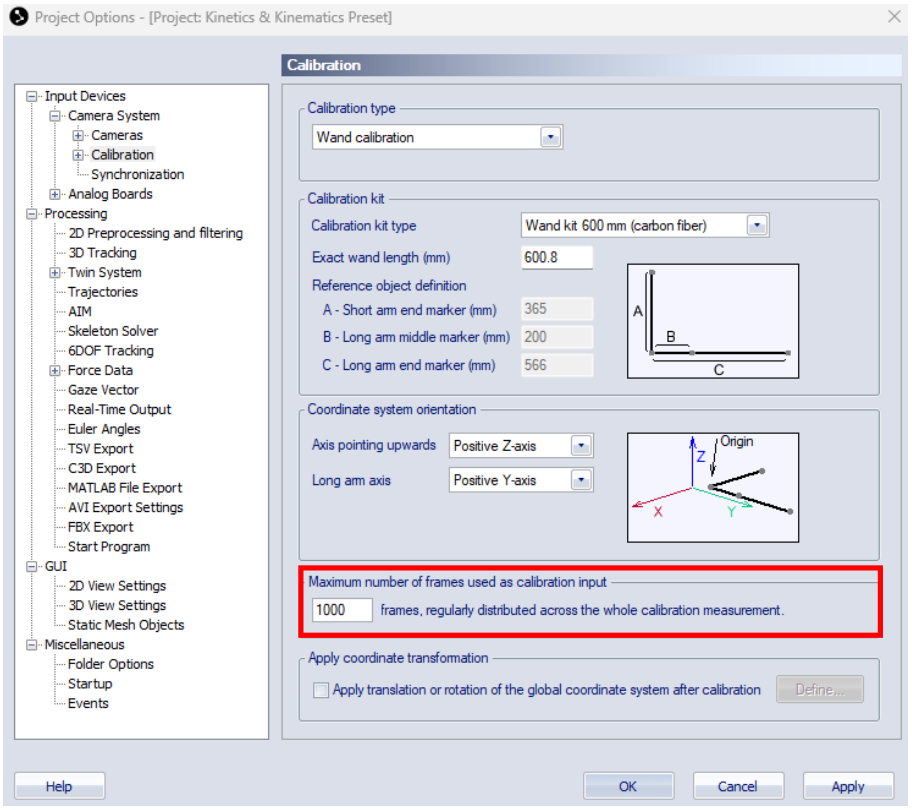


Figura 15 - Janela para identificação da orientação do referencial no projeto

iv. Confirmar se os *settings* do projeto adotado vão de encontro à colocação do referencial. Para isso, deve-se selecionar: *Project options* > *tools* > *calibration* > Confirmar a correspondência de características, nomeadamente o kit de calibração e o comprimento exato da vareta > OK (Figura 15) (Atenção: Sem esta configuração a calibração estará incorreta);

v. Após garantir todas as condições para realizar a calibração sem nenhuma interrupção, pode iniciar-se a calibração do QTM, premindo o ícone da calibração, representado por uma vareta, na barra de ferramentas secundária;

vi. Montar a vareta de calibração e definir um volume de calibração que contenha o espaço necessário para a realização dos diferentes tipos de movimentos da recolha e a variação das características antropométricas de todos os participantes esperados;

vii. Definir o tempo de calibração, dependendo das dimensões do volume de calibração (quanto maior o volume maior o tempo necessário para a calibração). Outro fator condicionante do tempo de calibração é o *Maximum number of frames used as calibration input* (Figura 15). Se forem definidos 1000 *frames*, uma vez que as câmaras apresentam uma frequência de 100 Hz, o tempo de calibração deverá ser de 10 segundos para que não exista a perda de frames utilizados para a construção do volume de calibração. Para além disso, pode ser adicionado um *delay* para permitir que o investigador consiga deslocar-se do computador até ao referencial antes antes do início da calibração. Pode ser selecionada a opção de som (*Sound option*) para que o sistema emita um som no início e fim da calibração em forma de aviso;

Assim que começar a contagem do tempo de calibração, deve-se:

- Movimentar lentamente a vareta de calibração, alternando entre as diferentes direções de movimento (horizontal, vertical, obliqua, espiral em movimentos de varredura), dentro do volume de calibração a criar, de forma que as câmaras detetem os marcadores da vareta de calibração;
- Movimentar ao longo de um eixo de 360 graus de rotação em torno do volume de calibração, isto é, em torno do referencial e das plataformas de força, de modo a impedir que ocorra um bloqueio na captação por parte das câmaras. Assegurar que são alcançadas todas as extremidades (superior, inferior e laterais) do volume de calibração.

viii. Assim que a calibração terminar, surgirá a janela *pop-up Calibration Results* semelhante à apresentada na (Figura 16) com os seguintes parâmetros:

- **X (mm), Y (mm) e Z (mm)**: Corresponde à distância, em milímetros, entre a origem do referencial de coordenadas do sistema QTM e o centro ótico da câmara em cada um dos eixos X, Y e Z;
- ***Points***: Corresponde ao número de pontos usados no cálculo da distância anteriormente mencionada. O número razoável de pontos deverá permanecer acima dos 500, e deverá ser semelhante entre câmaras;
- ***Avg. residual*** (mm): É a média residual entre as câmaras, devendo encontrar-se entre os 0.5 e os 1.5 mm e ser o mais semelhante e reduzido entre câmaras (se a disposição das câmaras o permitir);
- ***Standard deviation of wand length***: O desvio padrão (em mm) do comprimento da vareta na calibração, preferencialmente inferior a 1-2 mm.

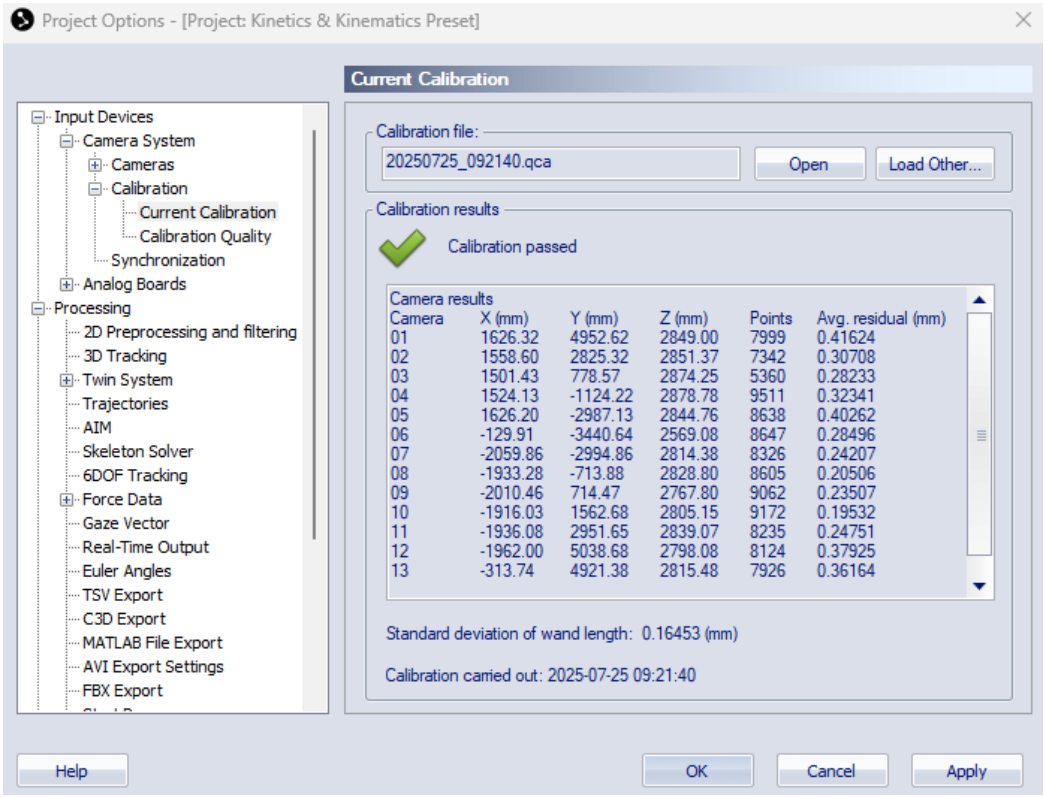


Figura 16 - Tabela ilustrativa dos resultados da calibração

No final da calibração deve-se ter em atenção:

- Se a calibração preencheu os requisitos ótimos para o início da recolha;
- O número de marcadores refletores captados por cada câmara;

- Se os marcadores estão a ser captados corretamente;
- Se as câmaras estiveram conectadas durante toda a calibração.

1.5 Remoção do sinal de base das plataformas de força Bertec®

Caso se pretenda realizar uma recolha com as plataformas de força Bertec®, deve-se eliminar o sinal de base de ambas as plataformas antes de se iniciar qualquer recolha. Para isso, deve-se pressionar o botão presente no amplificador de cada plataforma (Figura 17), devendo aparecer uma luz verde no indicador identificado como "*Status*".



Figura 17 - Remoção do sinal de base das plataformas de força

Esta ação deve ser realizada sem qualquer carga sobre as plataformas, exceto nos casos em que se pretende eliminar a influência de um objeto, como uma cadeira ou um degrau.

É possível verificar no sistema QTM que os vetores identificados a vermelho, referentes à força de reação do solo (FRS) exercida em cada plataforma, irão desaparecer quando cada botão for pressionado. Caso se pretenda utilizar apenas uma plataforma, deve selecionar-se *Tools* > *Project options* > *Force Data* e na janela na secção *Force plates* remover a seleção das plataformas que não serão utilizadas. As plataformas encontram-se identificadas como representado na Figura 18:

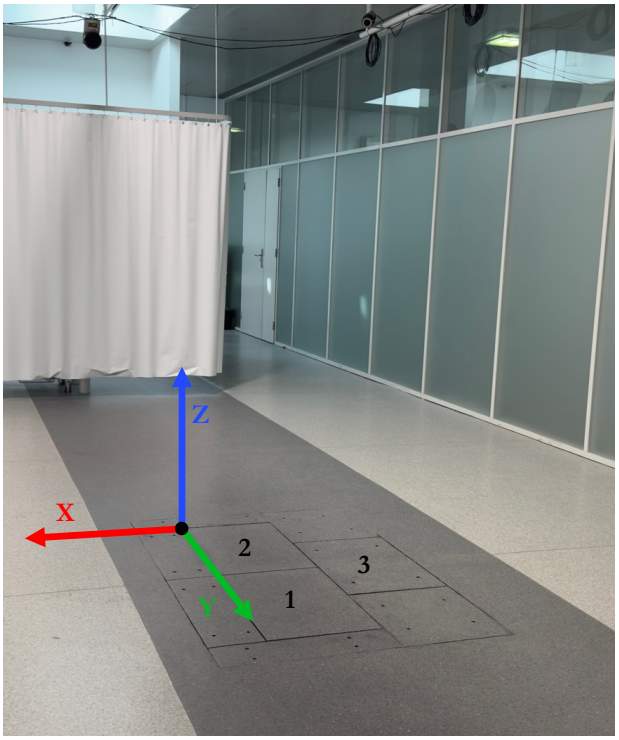


Figura 18 - Plataformas de força do CEMAH-CIR. Plataforma 1: FP4060-08; Plataformas 2 e 3: FP4060-10

Antes de iniciar uma recolha formal, deve verificar-se, no modo 3D do sistema QTM, o aparecimento de um vetor quando um participante se encontra sobre cada uma das plataformas (Figura 19).

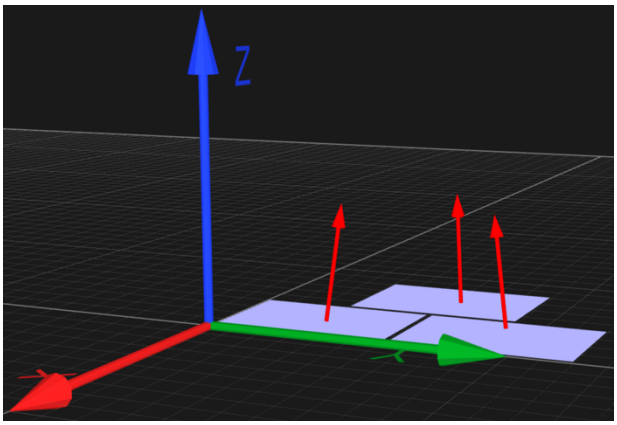


Figura 19 - Vetores das plataformas de força

Os valores das plataformas de força estão presentes na janela *Force Data* (Figura 20). Para aceder a esta janela seleciona-se *View* > *Data Info 1*, seguido de um clique com o botão direito do rato sobre a janela e da seleção de *Display Force Data* ou através do atalho CTRL+D. Durante esta verificação, recomenda-se confirmar se a orientação do vetor corresponde à direção esperada da força, bem como se a sua magnitude é compatível com o peso do participante ou de outro objeto.

Force Data, (plate coordinates)

Parameter	X	Y	Z	Force plate
Force	0.114	0.420	-1.450	Force-plate 1
Moment	-0.160	25.650	8.389	Force-plate 1
COP	0.000	0.000	0.000	Force-plate 1
Force	-0.839	-0.076	5.646	Force-plate 2
Moment	0.870	-0.641	-0.343	Force-plate 2
COP	0.000	0.000	0.000	Force-plate 2
Force	-0.839	-2.518	-3.204	Force-plate 3
Moment	-1.877	-2.289	-0.984	Force-plate 3
COP	0.000	0.000	0.000	Force-plate 3

Figura 20 - Dados das plataformas de força

O *Display Force Data* permite a visualização do traçado da força ou da variação dos componentes do centro de pressão em tempo real, clicando com o botão direito do rato sobre o parâmetro de interesse.

1.6 Aquisição de sinal EMG através do sistema Delsys Avanti integrado no sistema de captura de imagem optoelectrónico do CEMAH-CIR

A aquisição de sinal EMG utilizando o sistema Delsys Avanti, integrado no sistema de captação de imagem optoelectrónico, é um processo que requer atenção meticulosa aos detalhes técnicos para garantir a precisão e a qualidade dos dados obtidos. A seguir, são apresentados os passos essenciais e os materiais necessários para a realização dessa aquisição. Para a correta utilização do *hardware* Delsys Avanti disponível no CEMAH-CIR, são necessários:

- Sensores de EMG Delsys fixos através de adesivos Delsys ou de marca branca (Figura 21);

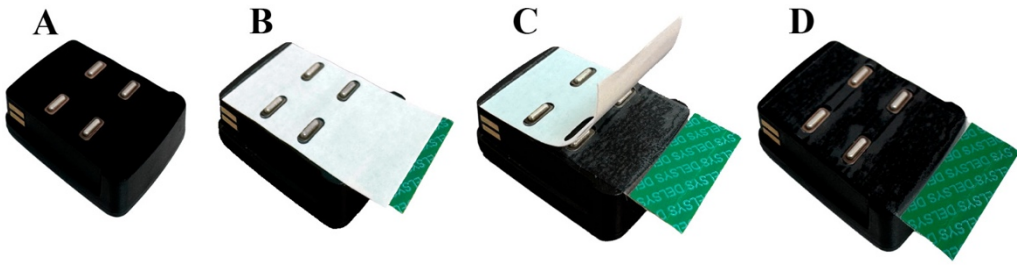


Figura 21 - Colocação de adesivos nos sensores Delsys

- Base Station Delsys (Figura 22) para carregar a bateria dos sensores de EMG e para a sua ativação através do *software* Trigno Control Utility;
- *Software* EMGworks Acquisition para a avaliação da qualidade do sinal EMG;
- *Software* Trigno Control Utility para controlo da Trigno Base station quando o sinal EMG é recolhido com o sistema QTM;



Figura 22 - Base Station Delsys

- *Software* QTM para a recolha integrada do sinal EMG com variáveis cinemáticas e das plataformas de força, além de exportação para formatos compatíveis com outros *softwares* (Visual3D, MATLAB, AcqKnowledge).

A primeira etapa envolve a avaliação da qualidade do sinal EMG. Para isso devem ser adotados os seguintes passos:

1. Abrir o *software* Delsys Trigno Control Utility 3.6.0, surgindo uma página com 16 caixas numeradas, representando os sensores (Figura 23);

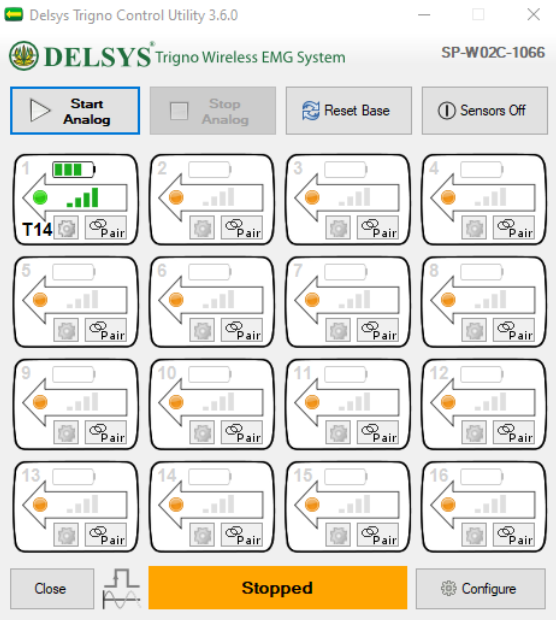


Figura 23 - Identificação dos sensores ativos no Delsys Trigno Control Unity 3.6.0

2. Identificar o ícone  na Base Station Delsys para iniciar a sincronização de cada sensor. Passe cada sensor sobre o ícone durante, no máximo, 6 segundos, observando a alteração da cor do sensor para verde na sua face dorsal e no *software*. Uma aplicação prolongada do sensor sobre o ativador magnético pode levar a que este entre num modo de operação diferente;
3. Verifique a cor da esfera no *software*, que deve passar de laranja para verde, indicando a conexão bem-sucedida dos sensores;
4. No caso de se pretender recolher dados das unidades de medição inercial, deve-se selecionar a opção nas definições de cada sensor (Figura 24);

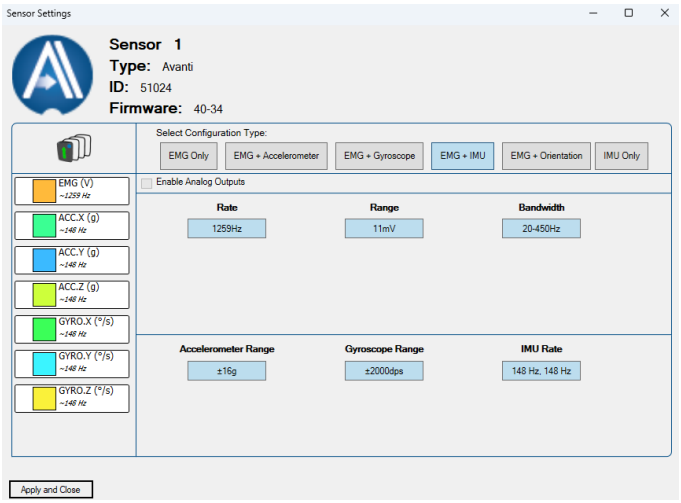


Figura 24 - Configuração dos *settings* dos sensores Delsys

5. Desligar o Delsys Trigno Control Utility 3.6.0;
6. Abrir o *software* EMGworks Acquisition;

7. Clicar em *Workflow Environment Pro* (*Data Acquisition*) e, em *New Project* para criar um projeto novo (Figura 25);

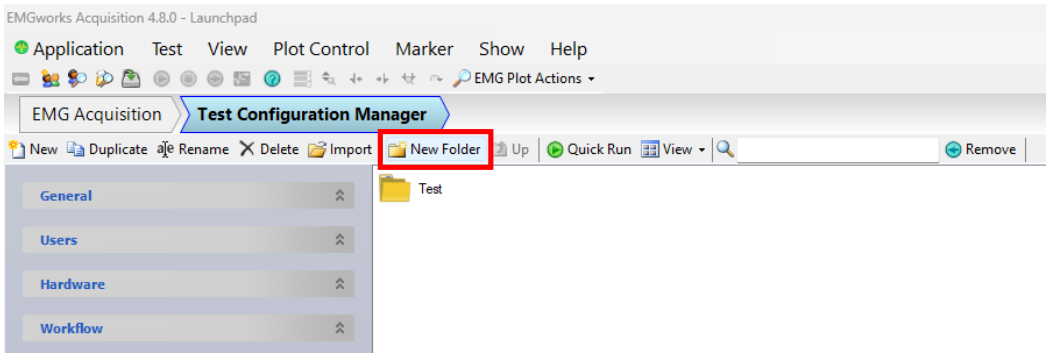


Figura 25 - Criação de um novo projeto

8. Após a criação da pasta do projeto, clicar em *New* para configurar a recolha (Figura 26);

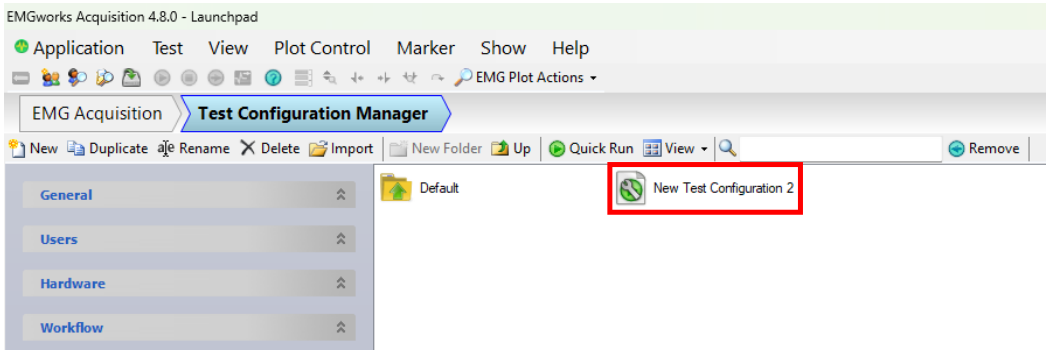


Figura 26 - Configuração da recolha

9. Selecionar e identificar os sensores com os nomes dos músculos a serem avaliados (Figura 27), na opção "Plot and Store". Selecionar também a opção que permite a avaliação da qualidade do sinal ("*Signal Preview*"). Clicar em *Start Test* para iniciar a recolha dos dados em repouso e em contração;

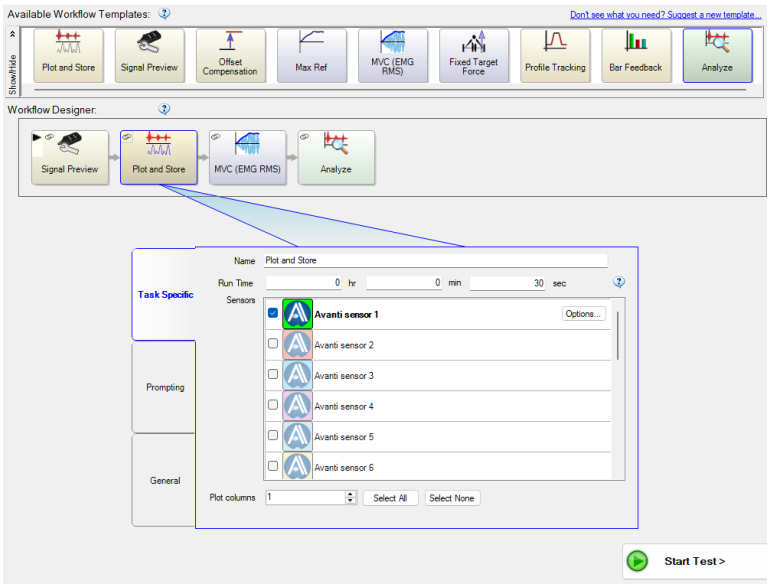


Figura 27 - Configuração da recolha – parâmetros da tarefa

10. Verificar a qualidade do sinal através do *Signal Quality Manager*, garantindo que o índice da relação sinal/ruído, ruído de base e a interferência de sinais/equipamentos elétricos e/ou *clipping* se encontram dentro dos valores recomendados pelo fabricante. Os valores recomendados serão conseguidos se o ponteiro se encontrar sobre à área verde do gráfico (Figura 28).

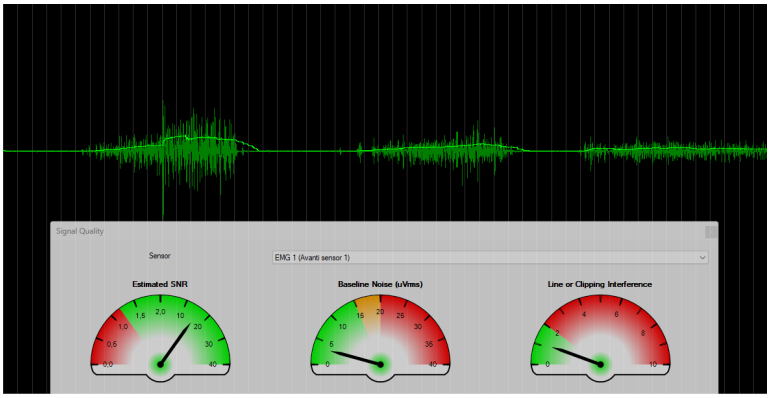


Figura 28 - Avaliação da qualidade do sinal EMG

Existem vários fatores que podem interferir com a qualidade do sinal EMG incluindo ruído elétrico de linhas de energia e fontes externas, artefactos de movimento, *crosstalk, clipping* e ruído fisiológico.

A interferência de linhas elétricas (50 Hz), lâmpadas fluorescentes e dispositivos elétricos tem origem na radiação eletromagnética que é generalizada em todos os ambientes. Embora isso geralmente não seja uma preocupação com a tecnologia moderna, a interferência da linha pode, em alguns casos, contaminar o sinal EMG.

O artefacto de movimento é causado pelo movimento relativo do sensor em relação à pele subjacente sobre o músculo de interesse. Pode resultar de: 1) um impacto direto no sensor ou no corpo, 2) um movimento rápido do segmento corporal ao qual o sensor está ligado, 3) alterações no equilíbrio químico da interface pele-elétrodo devido a mudanças volumétricas durante o encurtamento e alongamento durante a contração muscular. O artefacto de movimento é particularmente problemático durante contrações dinâmicas ou atividades vigorosas. Para garantir evitar artefactos de movimento, o utilizador deverá garantir uma boa fixação do elétrodo à pele. No caso, de ainda assim serem notados artefactos de movimento, a filtragem passa-alto do sinal EMG de superfície a 20 Hz poderá ser realizada para reduzir o artefacto de movimento, cuja energia é concentrada principalmente em baixas frequências, preservando o conteúdo de frequência do sinal EMG do músculo de interesse.

Algumas porções do sinal EMG podem não ser do músculo de interesse. Em vez disso, podem resultar de sinais propagados para o sensor a partir de músculos vizinhos. Estes sinais de *crosstalk* tornam-se sobrepostos ao sinal EMG do músculo de interesse, e a sua presença distorce a amplitude e o tempo dos dados EMG.

O descolamento do sensor ou amplitude excessiva do sinal EMG pode causar saturação, comumente referida como *clipping*. Se isso ocorrer, o contato entre o sensor e a pele deve ser fixado, o ganho do amplificador deve ser reduzido, se possível, ou a localização do sensor no músculo deve ser movida para reduzir a amplitude do sinal.

O ruído fisiológico tem origem noutros tecidos, para além dos músculos, que geram sinais elétricos, como o sinal eletrocardiograma. Estes podem ser reduzidos localizando corretamente o sensor EMG mais longe da fonte do ruído.

Para garantir uma boa qualidade do sinal EMG o utilizador deverá seguir os procedimentos indicados na secção 1.9 Preparação do participante para avaliação cinemática

Após a verificação da qualidade do sinal, podem ser realizados os procedimentos para aquisição do sinal via sistema QTM. Para isso devem ser adotados os seguintes passos:

- Fechar o *software* EMGworks Acquisition;
- Abrir o *software* Delsys Trigno Control Utility 3.6.0. Os sensores previamente emparelhados deverão aparecer a verde (Figura 23);
- Manter o *software* Delsys Trigno Control Utility 3.6.0 conectado durante toda a aquisição para garantir que o QTM recebe corretamente o sinal EMG.

1.7 Recolha estática necessária para criação do modelo em Visual3D

Caso se pretenda recorrer ao *software* Visual3D para o processamento de dados, e construção do modelo, após realizar a calibração, deve-se realizar uma recolha inicial estática, entre 5 e 10 segundos, com o participante na posição ortostática (em pé, com os braços ao longo do corpo, ligeiramente afastados e com as palmas das mãos viradas para fora) e o mais imóvel possível para garantir a visualização de todos os marcadores. A partir desta avaliação, é possível a posterior criação de um modelo de corpo rígido necessário para a análise no *software* Visual3D. Em diferentes laboratórios são realizadas duas avaliações estáticas, que servem de garantia para a fase de processamento posterior. Uma recolha estática é válida, quando aparecem todos os marcadores a 100% (Qualisys, 2011).

1.8 Realização e Monitorização de uma Recolha

Assim que se inicia uma recolha, deve-se confirmar que todos os marcadores estão presentes e que todos os sistemas associados estão a recolher dados. Para verificar os marcadores, deve ser selecionada a vista 3D e contabilizar todos os marcadores que estão presentes, bem como confirmar a existência do vetor força resultante aquando da passagem sobre as plataformas. Para verificar a conexão com o sistema de EMG Delsys deverá confirmar o sinal dos sensores Delsys EMG no QTM através da opção *View* → *Data Info* 1, solicitando o respetivo gráfico para exibir o sinal EMG. Se a variação for a expectável, prossiga com a verificação dos outros sensores.

Após a verificação recomendada, deve-se dar início à recolha. Para isso, selecionar o ícone *start*, surgindo a janela *Start Capture* (Figura 1). Nesta, deve-se inserir o intervalo de tempo pré-definido para a recolha e selecionar a opção de salvar automaticamente após a sua conclusão (Figura 29). A opção *Add counter starting* permite numerar os ficheiros QTM, mudando a sua nomenclatura entre repetições. Nos casos em que a recolha tem de ser rejeitada, deve-se retirar um valor à contagem das repetições para que os ficheiros sigam uma sequência lógica. Quando os parâmetros estão definidos, deve selecionar-se *Start* para dar início à recolha. Caso se pretenda terminar a recolha antes do tempo pré-definido, deve selecionar-se o quadrado preto *Stop* na barra superior.

Durante a recolha devem ser visualizados o máximo de janelas para garantir uma boa monitorização da tarefa que está a ser realizada. Assim, o QTM permite adicionar várias janelas e organizá-las de forma personalizada.

É aconselhado manter a janela de visualização 3D ativa para visualizar os marcadores, bem como janelas com os sensores de EMG. Assim, deve seguir-se o procedimento anteriormente descrito para aceder aos canais de EMG e, em seguida, selecionar *Window* > *Title Horizontal* ou *Title Vertical* para organizar as janelas. Se o esquema de visualização for adequado às necessidades, pode ser guardado para futuras recolhas através

de *Window* > *Window Layouts* > *Save as* > *Layout* 1 ou outro à escolha. Por outro lado, é possível definir o layout guardado como predefinido para futuras recolhas, utilizando a opção *Default File Layout*.

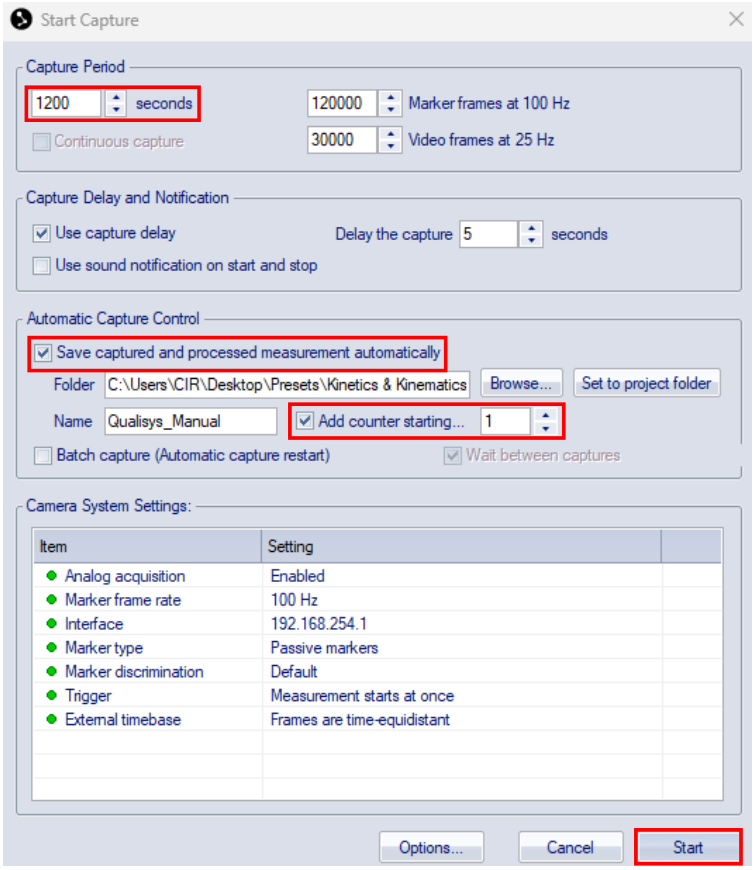


Figura 29 - Iniciar uma recolha

Assim que terminar a recolha, deve ser realizada uma inspeção de cada um dos dados recolhidos. Uma recolha é válida, quando o sinal EMG tem uma variação expectável e quando as plataformas de força apresentam valores expectáveis e o vetor força de reação resultante. Por outro lado, uma recolha é considerada inválida quando ocorrer a queda de um ou mais marcadores e/ou sensores de EMG, quando o sinal EMG apresentar uma variação que indique o descolamento do sensor sobre a pele, ou quando as plataformas de força não registarem valores nem apresentarem o vetor correspondente.

Nota: Nos ensaios que considerem a tarefa da marcha, o movimento deverá ser realizado no sentido do eixo y, de acordo com os eixos de coordenadas do laboratório (Figura 18).

1.9 Preparação do participante para avaliação cinemática

A preparação do participante para uma análise cinemática é preponderante e muitas vezes corresponde à maior parte do tempo da recolha, sendo recomendada a sua boa execução, visando uma correta operacionalização dos procedimentos envolvidos. A preparação inicia-se com a colocação padronizada dos marcadores refletores de modo a viabilizar a análise dos dados, bem como torná-los precisos e fiáveis. Para garantir uma recolha cinemática bem-sucedida, deve-se assegurar que os marcadores refletores:

- São colocados corretamente sob as referências anatómicas, de acordo com as referências bibliográficas ou com protocolos pré-estabelecidos, não devendo o vestuário interferir com a sua posição (Has-motion, 2024; Mesquita et al., 2019; Sousa et al., 2013);

- São colocados com fita-cola de dupla-face, nos locais previamente assinalados com um marcador hipoalergénico, de modo que seja possível recolocar no ponto exato, caso o marcador se desloque do local original. No entanto, se um marcador sair da referência anatómica, é recomendada a gravação de uma nova recolha estática em posição anatómica, para a criação de um modelo anatómico de marcadores atualizado;
- Sejam captados pelas câmaras ao longo de todo o movimento em análise, sendo necessário, em determinadas situações, a utilização de marcadores refletores com maior diâmetro, de forma a garantir que estas são continuamente captadas pelas câmaras. Esta estratégia deve ser usada apenas em situações pontuais, uma vez que pode gerar complicações no processamento de dados por outros *softwares* (por exemplo o Visual3D™). A boa prática de utilização dos marcadores dita que estes devem ter todos o mesmo tamanho;

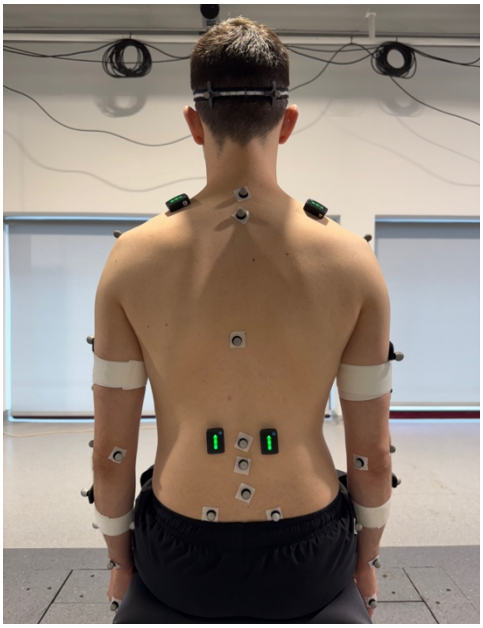


Figura 30 - Exemplo de setup de marcadores utilizado num estudo de investigação para avaliar o movimento do tronco superior e inferior durante a transição de sentado para de pé

Em determinados *setups* de marcadores, podem ser utilizados *clusters*, estruturas leves e rígidas com 3 ou 4 marcadores refletores, passiveis de serem colocados em qualquer segmento corporal de interesse. Estes *clusters* são menos suscetíveis à possibilidade de se descolarem com o movimento e restringem menos o movimento do que outros marcadores, o que melhora a precisão da recolha de movimento, quando comparados com as técnicas tradicionais de colocação de marcadores. Para a sua utilização, estes devem ser colocados nas faces ântero-laterais dos respetivos segmentos (coxa, perna, braço e antebraço), utilizando bandas elásticas acessórias que permitem o ajuste e impedem o deslizamento do *cluster* durante a recolha.

Por fim, é recomendado que, ao longo da preparação, o participante seja instruído e esclarecido acerca da tarefa, bem como de todas as características inerentes ao processo de recolha. É importante fornecer apenas as instruções estritamente necessárias, uma vez que, quanto mais indicações forem dadas ao participante acerca do movimento, mais condicionado será o mesmo, podendo diminuir a veracidade de comportamento motor.

1.10 Preparação do participante e dos sensores para avaliação eletromiográfica

A relação sinal-ruido é a melhor medida da qualidade do sinal EMG. Indica a relação entre o sinal EMG durante a contração muscular versus o sinal elétrico indesejado gravado quando o músculo está em repouso,

ou seja, o ruído basal. A magnitude do sinal EMG depende principalmente da intensidade de contração, da localização e orientação do sensor no músculo de interesse, das características de design do sensor e da quantidade de tecido adiposo entre a pele e o músculo. A magnitude do ruído de base depende principalmente da tecnologia de recolha e da qualidade da interface pele-elétrodo. Quanto maior a relação sinal-ruido, mais confiável é a discriminação dos dados EMG do ruído subjacente de base.

A localização do sensor no músculo é o fator mais importante para uma boa relação sinal-ruido. A colocação pode maximizar o sinal EMG fisiológico e minimizar a interferência de *crosstalk* dos músculos vizinhos. A melhor localização do sensor no músculo é geralmente na linha média do músculo, longe das origens tendinosas e das zonas de inervação, com a seta do sensor paralela à direção das fibras musculares (cada sensor EMG da Delsys tem uma seta no topo que deve ser alinhada ao longo do comprimento do músculo para que os locais de deteção de barra paralela transeccionem as fibras musculares). Na linha média do músculo, as fibras têm um diâmetro maior e geralmente produzem sinais EMG de maior amplitude. Em contraste, localizar o sensor EMG perto das origens do tendão reduz a amplitude do sinal EMG detetado porque, à medida que as fibras musculares se aproximam do tendão, elas tornam-se mais finas e em menor número. Fibras de menor diâmetro geram menores potenciais de ação de amplitude. Além disso, nesta região o músculo é fisicamente menor, o que dificulta a colocação precisa do sensor e potencia a interferência de *crosstalk* dos músculos adjacentes. Quando possível, as zonas de inervação devem ser evitadas, pois nessas áreas a atividade elétrica propaga-se em direções opostas ao longo das fibras musculares e pode ser atenuada. As fibras musculares geralmente têm uma organização longitudinal ao músculo. Como resultado, a atividade elétrica propaga-se predominantemente ao longo do comprimento do músculo..

O ruído basal reflete a estabilidade da interface pele-elétrodo e pode ser avaliado através da aquisição do sinal elétrico do músculo relaxado. Embora o ruído basal não possa ser completamente eliminado, pode ser reduzido através de uma preparação eficaz da pele, para a redução da sua impedância, e do sensor através dos seguintes procedimentos:

1. Limpar a superfície do sensor e as barras de deteção de prata com uma compressa embebida álcool isopropílico para remover resíduos. Deixar o sensor secar ao ar durante alguns segundos;
2. Depilar a área de deteção com uma lâmina descartável;
3. Limpar da pele com álcool isopropílico para remover óleos e resíduos superficiais. Deixar a pele secar ao ar durante alguns segundos;
4. Remover a camada superficial de pele morta por abrasão ligeira da pele com gel abrasivo (e.g., Nuprep) em situações de pele seca;
5. Retirar um adesivo e colocar no sensor, tendo o cuidado de alinhar as barras de deteção de prata através dos orifícios (Figura 21);
6. Remover o suporte adesivo da interface;
7. Colocar o sensor na pele no local preparado.

A localização adequada do sensor EMG é crítica para detetar sinais EMG de superfície de qualidade. O utilizador deve consultar um atlas anatómico para determinar a localização precisa, origem, inserção e função do músculo a ser estudado, bem como quaisquer músculos próximos que possam produzir *crosstalk*. Além disso, existem já referências específicas para a colocação dos sensores, em diversos estudos (Hermens et al., 2000) assim como na plataforma SENIAM (www.seniam.org). Recomenda-se os seguintes procedimentos:

- Colocar o sensor ao longo da linha média longitudinal do músculo desejado com a seta paralela às fibras musculares;

- **NÃO** colocar o sensor nas extremidades laterais do músculo. Nesta região, o sensor é suscetível a detetar sinais de *crosstalk* de músculos adjacentes;
- Colocar o sensor entre um ponto motor (zona de inervação) e a inserção do tendão ou entre dois pontos motores;
- **NÃO** colocar o sensor sobre ou perto do ponto do motor;
- **NÃO** colocar o sensor sobre ou perto do tendão do músculo.

No caso de existir ruido da linha elétrica (50Hz) devem ser tidos em consideração os seguintes cuidados:

- Usar uma compressa embebida em álcool fresco para umedecer novamente o local de aplicação do sensor para que fique húmido e reaplicar o sensor EMG;
- Certificar que não há instrumentação nas proximidades da área de aquisição ou conexão elétrica, introduzindo interferência de linha no sinal EMG;
- Certificar que as linhas elétricas na sala têm uma referência terra. Pode não ser o caso em estruturas mais antigas;
- Realizar a avaliação numa sala o mais eletricamente silenciosa possível.

O descolamento do sensor ou amplitude excessiva do sinal EMG pode causar saturação, comumente referida como *clipping*. Se ocorrer:

- O contacto entre o sensor e a pele deve ser assegurado;
- O ganho do amplificador deve ser reduzido, se possível;
- A localização do sensor no músculo deve ser alterada para reduzir a amplitude do sinal EMG.

II. Procedimentos de análise de dados biomecânicos no Laboratório de Análise de Movimento Humano do CEMAH-CIR

2.1 Processamento e análise de dados cinemáticos

Depois de efetuada uma recolha de dados válida com o sistema optoelectrónico do Laboratório de Análise de Movimento do CEMAH-CIR, deve-se proceder ao seu processamento através do *software* QTM para a extração de dados 3D, 6DOF e força, ou para a sua exportação em formatos compatíveis com os programas Visual3D™ (.c3d) ou MATLAB (.mat).

A análise de ficheiros em formato QTM pressupõe um conjunto de procedimentos de processamento dos dados em bruto extraídos da recolha cinemática, de forma a permitir a obtenção e compreensão das variáveis finais definidas para o estudo.

2.1.1 Identificação de trajetórias

De forma a analisar os dados corretamente, é recomendado que que a trajetória dos marcadores tenha o respetivo *label* com 100% da trajetória completa (Nota: diferentes trajetórias podem representar o movimento do mesmo marcador, isto é, pode existir casos em que a trajetória "*unidentified_01*" e "*unidentified_02*", e cada uma contribuir em 50% para o total da trajetória.). A identificação manual das trajetórias é necessária para a criação de um AIM (*Automatic Identification of Markers*) *model*. Esta identificação pode ser realizada através de 3 métodos:

- **Método de identificação**: Na janela 3D, deve ser selecionada a função Identify através do clique com o lado direito do rato sobre a trajetória que se pretende identificar. De seguida, deve ser selecionada a opção *Labeled*, surgindo na janela *Labeled trajectories* a trajetória para ser nomeada (Figura 31). Pode também optar-se por selecionar a trajetória a identificar, seguido da tecla L.

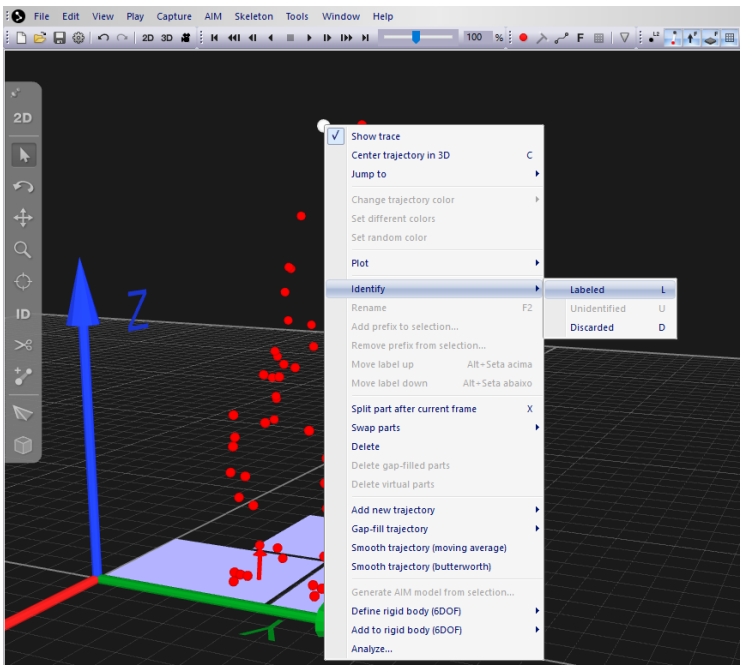


Figura 31 - Identificação dos marcadores refletores

Este processo deve ser repetido para todas as trajetórias não identificadas, a fim de criar a *Label list* que será aplicada para as restantes recolhas do estudo. Para guardar a *Label list*, deve ser selecionado *Edit* > *Labels* > *Save label list* (Figura 32).

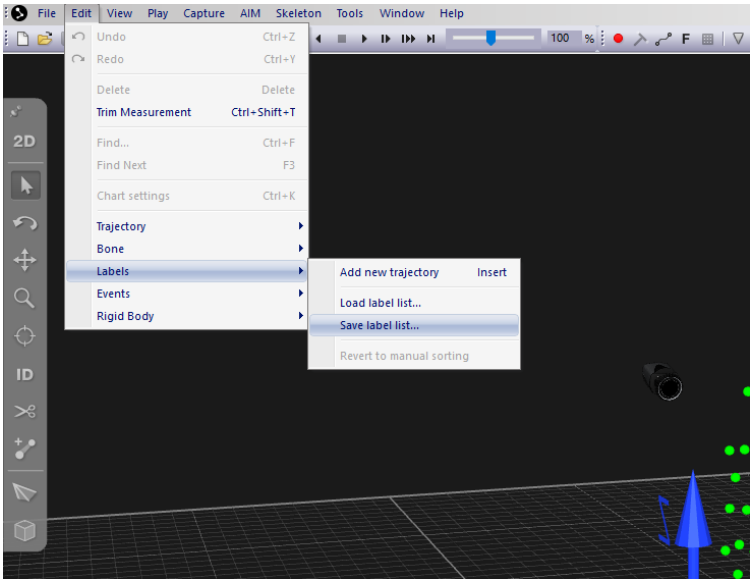


Figura 32 - Gravação da lista de marcadores

A lista pode ser criada também a partir de um ficheiro em bloco de notas e é carregada para o ficheiro QTM através de *Edit* > *Labels* > *Load label list* ou clicando com o botão direito do rato na janela *Labeled Trajectories* (Figura 33).

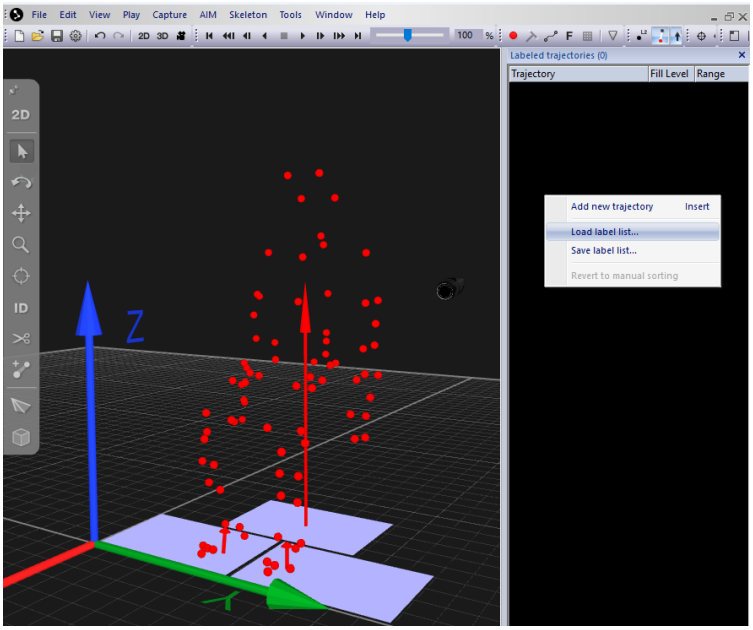


Figura 33 - Introdução da lista de marcadores

- **Método de identificação rápida**: Na janela 3D, após a inserção da *Label list*, deve ser selecionado o botão ID (*Quick Identification*), presente na barra vertical à esquerda no ecrã (Figura 34). Seguidamente, selecionar o primeiro nome das trajetórias na janela *Labeled trajectories* e selecionar a representação digital do marcador correspondente (representado a vermelho). O processo deverá ser realizado sucessivamente na ordem disposta na *Label list*.

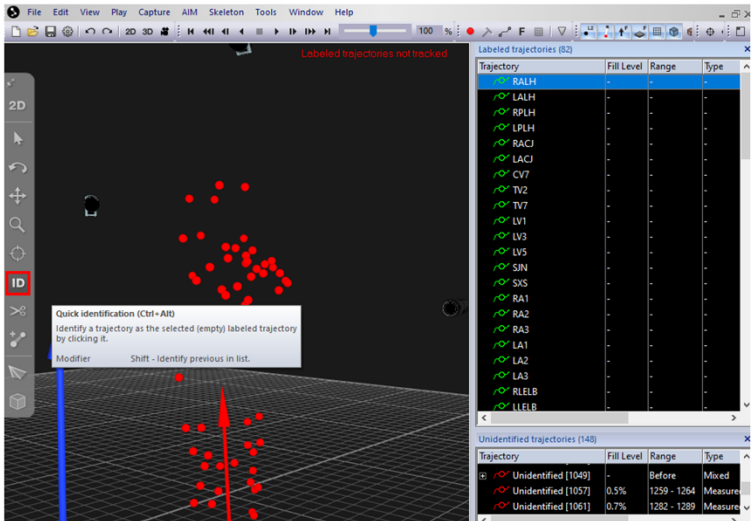


Figura 34 - Método de identificação rápida

- **Método de identificação de arrastar e soltar**: Na janela 3D, após a inserção da *Label list*, é possível arrastar os marcadores não identificados, até ao respetivo nome presente na janela *Labeled trajectories*. Este método também pode ser aplicado entre diferentes janelas, ou seja, é possível arrastar trajetórias da janela *Unidentified trajectories* para a *Labeled trajetories*. É possível arrastar uma trajetória para um identificador que já contenha dados, sendo que as duas partes serão associadas se não existir sobreposição;

Os métodos de identificação devem ser realizados até que se obtenha 100% no *Fill level* das trajetórias na janela *Labeled trajectories*, o que significa que o marcador está identificado durante toda a recolha. Se após estes procedimentos não se atinjam os 100% ou não existam trajetórias por identificar para serem adicionadas aos marcadores de interesse, devem ser realizados os procedimentos de preenchimento de falhas (ver secção .1.3 Falhas

2.1.2 Personalização de trajetórias e *Bones*

É possível alterar a cor de cada trajetória ou de um grupo de trajetórias, selecionando o(s) *Label*(s) das trajetória(s), clicando com o lado direito e selecionando *Change Trajectory Color*. Esta formatação pode ser salva no AIM *Model*.

De forma a estabelecer a ligação entre dois marcadores, devem ser selecionados os marcadores na janela de visualização 3D, clicando com o lado direito e selecionando *Bone* > *Create bone* . É possível criar esta ligação a partir do botão *Create bones sequence* na barra lateral (Figura 35) e alterar a sua cor através da seleção do(s) *Bone*(s), clicar com o lado direito do rato e selecionar *Change Bone Color*. Os *Bones* facilitam a visualização do padrão de movimento dos marcadores e segmentos.

2.1.3 Falhas

As trajetórias podem apresentar falhas de dois tipos: falhas por falta de medição ou falhas por falta de identificação. O primeiro tipo implica que a trajetória seja completada manualmente. Estas estão identificadas a cor castanha no gráfico (Figura 36). As falhas por falta de identificação podem ser alteradas manualmente ou através da melhoria do modelo através do *Trajetory Editor* presente no menu *View* da barra de ferramentas (atalho Ctrl + T) ou no painel da barra de ferramentas superior (Figura 4).

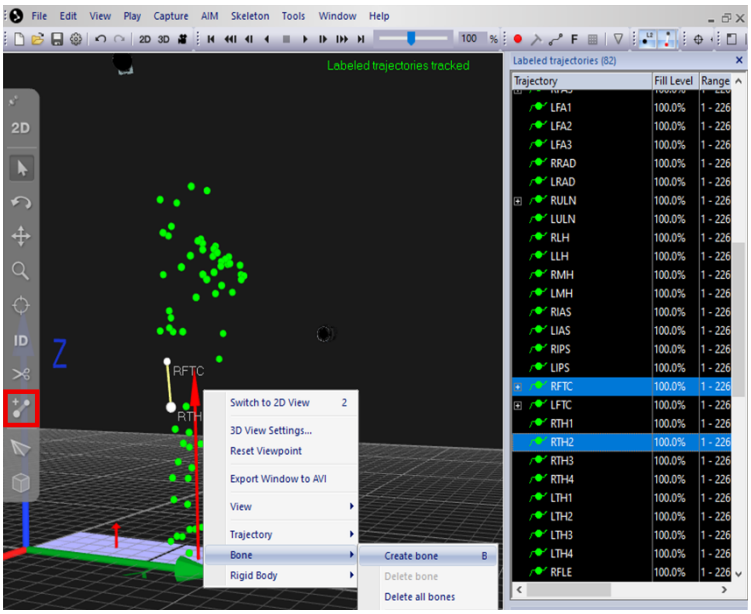


Figura 35 - Representação do processo de criação de *Bones*

As falhas na trajetória podem ser completadas através de 5 tipos diferentes de preenchimento do *Trajectoy Editor,* disponíveis ao selecionar o botão (Figura 36):



Figura 36 - Janela Trajectory Editor

- **Estático** - As falhas são preenchidas com valores fixos para X, Y e Z, conforme especificado. Este tipo de preenchimento é tipicamente aplicado a marcadores estáticos, que representem objetos que não se movem durante a recolha (e.g., mesa ou degrau);
- **Linear** - As falhas são preenchidas por uma interpolação linear entre os respetivos limites da trajetória. Se o intervalo estiver no início ou no final de uma captura, o intervalo será preenchido com um valor constante (o primeiro valor depois da falha ou o último valor antes da falha, respetivamente). Opções:
    - Comprimento máximo: É possível aplicar um comprimento máximo para o preenchimento de falha linear;
    - Número de *frames*: É possível especificar o número máximo de *frames* para preenchimento da falha com trajetória linear.
- **Polinomial** - As falhas são preenchidas por uma interpolação polinomial cúbica entre os respetivos limites da trajetória. O preenchimento de falhas polinomiais exige que os limites anteriores e posteriores à falha tenham um comprimento de pelo menos dois *frames*. Opções:
    - Comprimento máximo: É possível aplicar um comprimento máximo para o preenchimento de falha linear;

- Número de *frames*: É possível especificar o número máximo de *frames* para preenchimento da falha com trajetória polinomial.

- **Relacional** - As falhas são preenchidas com base no movimento dos marcadores circundantes. São escolhidos um, dois ou três marcadores de contexto, que são usados para definir um sistema de coordenadas local (LCS). A trajetória preenchida consiste numa interpolação linear no LCS, que é então transformada para o sistema de coordenadas global. Se a falha estiver no início ou no final de uma captura, a parte preenchida será extrapolada. Pode-se arrastar e soltar trajetórias no campo, se a trajetória estiver bloqueada (Figura 37). Especificações:
  - Origem (obrigatório): Marcador que define a origem do LCS, preferencialmente um marcador próximo ao marcador com trajetória a preencher. Se apenas for definida a Origem, a trajetória preenchida será inteiramente translacional;
  - Eixo X: Marcador que define o eixo primário do LCS. De preferência, o movimento do eixo primário deve estar fortemente correlacionado com o do marcador da trajetória a preencher. Se o marcador de destino estiver na mesma linha que os marcadores Origem e Eixo X, deve ser suficiente especificar apenas esses dois marcadores de contexto;
  - Plano XY: Marcador que define o eixo secundário do LCS, fixando a orientação completa do marcador a identificar;
  - Corpo rígido: Esta opção deve ser selecionada caso os três marcadores definidos anteriormente pertençam a uma estrutura rígida. Assim a posição do LCS será calculada através de um ajuste ao corpo rígido.

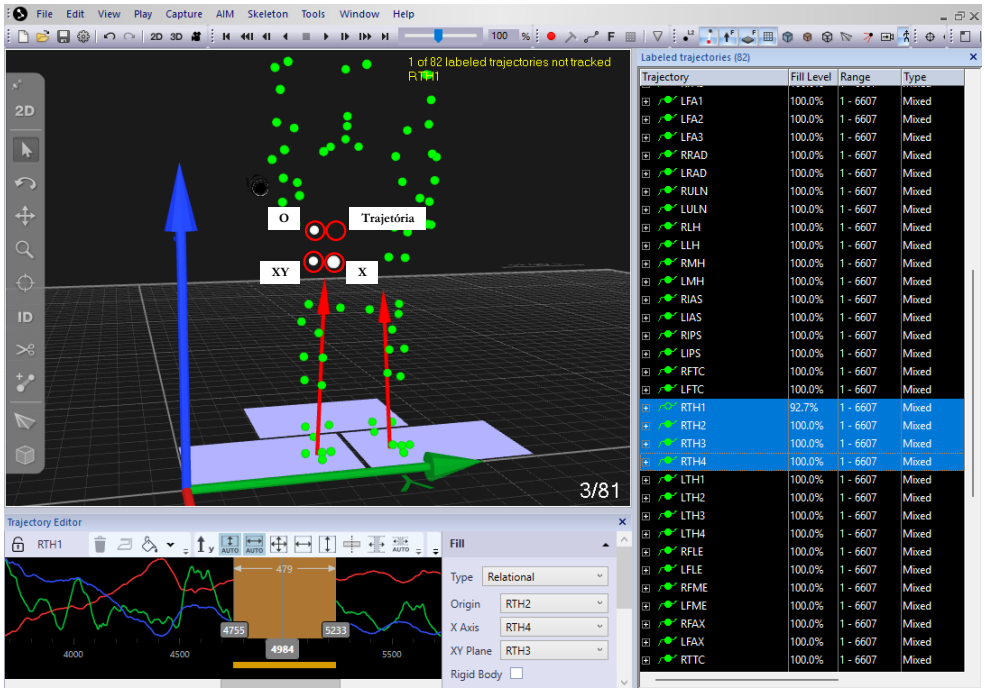


Figura 37 - Preenchimento de trajetórios através do método Relacional

- **Virtual** - Tal como no preenchimento Relacional, as falhas são preenchidas com base no movimento dos marcadores circundantes. No entanto a parte preenchida é independente dos dados da trajetória circundante. São especificados um, dois ou três marcadores de contexto, que são usados para definir um LCS. A trajetória preenchida representa o movimento da origem do LCS, com um deslocamento opcional que pode ser especificado em:

- Origem (obrigatório): Marcador que define a origem do LCS, preferencialmente um marcador próximo ao marcador com trajetória a preencher. Se apenas for definida a Origem, a trajetória preenchida será inteiramente translacional;
- Eixo X: Marcador que define o eixo primário do LCS. De preferência, o movimento do eixo primário deve estar fortemente correlacionado com o do marcador da trajetória a preencher. Se o marcador de destino estiver na mesma linha que os marcadores Origem e Eixo X, deve ser suficiente especificar apenas esses dois marcadores de contexto;
- Plano XY: Marcador que define o eixo secundário do LCS, fixando a orientação completa do marcador a identificar;
- Corpo rígido: Esta opção deve ser selecionada se os três marcadores definidos anteriormente pertençam a uma estrutura rígida. Assim, a posição do LCS será calculada através de um ajuste ao corpo rígido;
- Deslocamento: É possível aplicar um deslocamento ao ponto virtual, relativo à origem do LCS (X, Y, Z: valores de deslocamento de X, Y e Z em mm ou percentagem);
- Deslocamento relativo (%): Especificar o deslocamento em percentagem em relação à distância entre os marcadores de origem e o eixo X.

Em suma, para o preenchimento de falhas que possam surgir na trajetória dos marcadores, deve ser selecionada a falha e aplicar o tipo de preenchimento que mais se adequa, finalizando ao premir o botão *Fill* ou a tecla F. 

Nota: Caso se pretenda aplicar o mesmo tipo de preenchimento a todas as falhas da trajetória, é possível selecionar toda a trajetória (Ctrl+A) e parâmetros, como descrito anteriormente.

2.1.4 Spikes and Smoothing

Os picos ou *spikes* (Figura 38) são alterações súbitas e pronunciadas nas trajetórias, que podem ocorrer devido à ocultação de marcadores numa ou mais câmaras, ou a erros de identificação causados pela troca com marcadores adjacentes, sobretudo em locais onde a aceleração ultrapassa um *threshold* de 150 m/s^2 (Sousa et al., 2021).

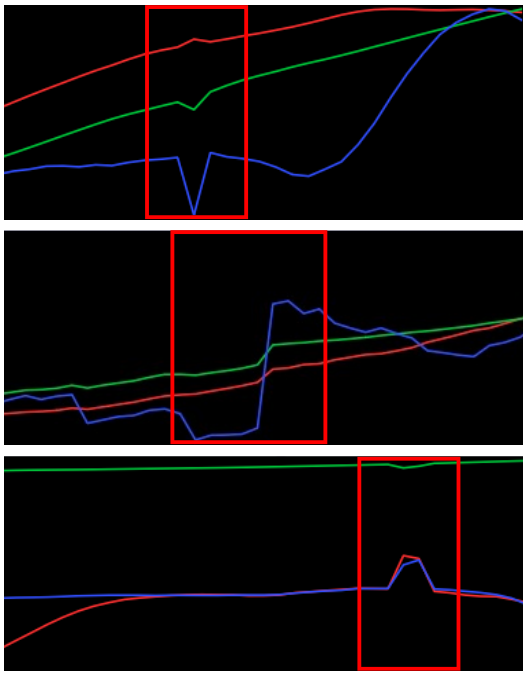


Figura 38 - Exemplos de picos e planaltos nas trajetórias dos marcadores

A correção destas alterações pode ser feita através do *Smoothing* ao selecionar a janela temporal de interesse no *Trajectory editor*, seguido do botão *Smooth* (Figura 39).

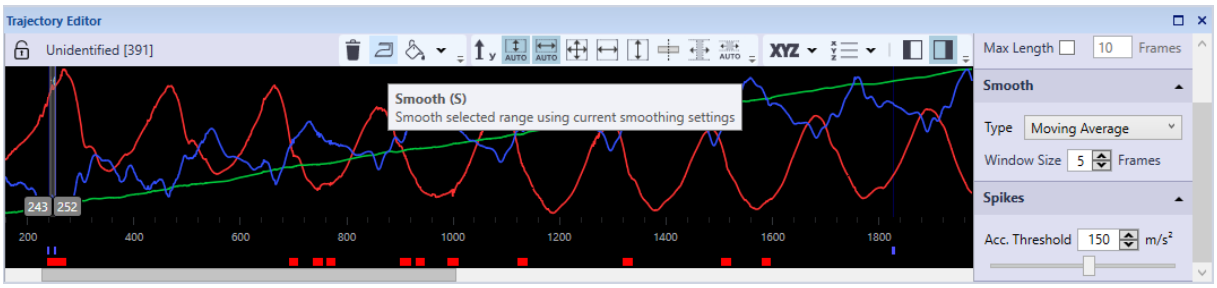


Figura 39 - *Trajectory Editor*: *Smooth*

Desta forma, podem ser definidos diferentes tipos de *smoothing*, nomeadamente:

- **Média Móvel** (*Moving Average*): Suavização por meio de uma média móvel não ponderada dentro de uma janela centralizada definida pelo utilizador. Este método é adequado para suavizar picos locais de curta duração (marcados a vermelho no indicador do tempo), uma vez que não permite a diferenciação entre frequência fisiológica e artefacto;
- ***Butterworth***: através de um *fourth order Butterworth low-pass filter* (para a sua aplicação devem estar selecionados um mínimo de 7 *frames*). O filtro *Butterworth* permite atenuar momentos em que a trajetória tem uma frequência superior à frequência de corte, possibilitando a separação entre movimentos com frequências fisiológicas (mais baixas) e artefactos (mais altas). É adequado para a redução do ruído de alta frequência em grandes intervalos de tempo:
    - *Cutoff*: A frequência de corte deve ser definida de acordo com o protocolo, os objetivos e o processamento de dados definidos para o estudo.

Nos casos em que o *smoothing* é insuficiente devido a picos de elevada amplitude ou perturbações acentuadas nas trajetórias (rugosidade semelhante a um planalto), é recomendada a sua eliminação e posterior preenchimento dos dados em falta através dos métodos referidos anteriormente.

2.1.5 Adicionar trajetórias virtuais

Para adicionar novas trajetórias devem ser selecionadas múltiplas trajetórias na janela 3D ou *Trajectory Info*. Posteriormente, deve ser selecionado *Add new trajectory* > *Virtual (Average of selected trajectories)* ou criar a trajetória virtual no *Trajectory Editor* após inserir uma nova trajetória vazia no *Trajectory Info*. No *Trajectory Editor* deve ser selecionado o preenchimento com *Constant* ou *Virtual*:

- ***Constant*** - cria uma trajetória virtual estática ao especificar as coordenadas X, Y e Z;
- ***Virtual*** - processo descrito para o preenchimento de falhas do tipo virtual.

2.1.6 Criação do AIM (*Automatic Identification of Markers*) *Model*

O AIM *model* é criado a partir de ficheiros .qtm com os marcadores já identificados e tem como função a identificação automática dos marcadores. Este modelo pode ser aplicado a qualquer ficheiro que utilize o mesmo *setup* de marcadores com a realização de tarefas semelhantes.

Para criar um AIM *model*, deve ser criado um ficheiro com todas as trajetórias identificadas. O ficheiro utilizado deverá ser um ficheiro com movimento e não um ficheiro estático.

Quando o ficheiro estiver com todas as trajetórias identificadas, deve ser seguido o conjunto de comandos: AIM > *Generate* > *Model* > *Create new model* > *Verify* (Figura 40).

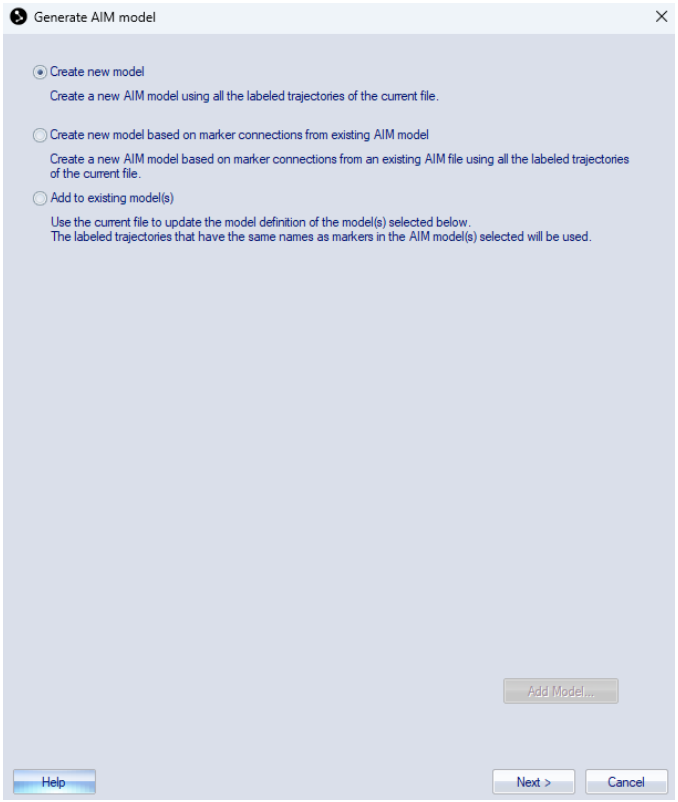


Figura 40 - *Generate* AIM *model*

Nesta fase, será importante verificar se todos os marcadores estão presentes no modelo e, se os *bones* criados automaticamente pelo modelo (criados entre os marcadores que apresentam menor movimento entre si), ligam corretamente os marcadores. Pode ser utilizada a ferramenta *Delete bone* para eliminar as ligações incorretas, e o AIM *model* procurará uma nova solução para a ligação entre os marcadores. O processo deverá ser repetido até todas as ligações estarem corretas (Figura 41).

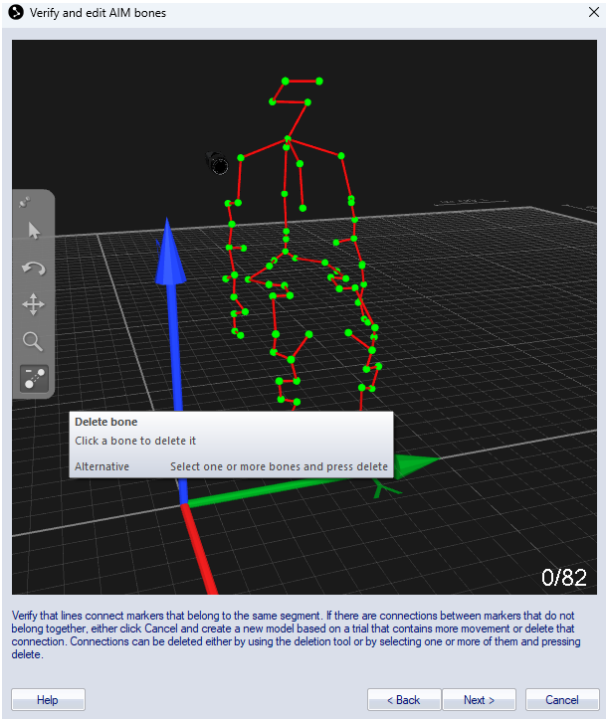


Figura 41 - Criação do AIM *model*

O modelo pode depois ser aplicado a outros ficheiros com captura de movimentos semelhantes. Para esse processo, devem ser utilizados os seguintes comandos: AIM > *Apply model*. Na janela *Applied Model* colocar o modelo a aplicar.

Em recolhas que avaliem simultaneamente mais que um indivíduo, é possível atribuir diferentes modelos para cada um deles. Para a aplicação de AIM *models* em múltiplos indivíduos na mesma medição, sugere-se que se consulte o manual QTM, uma vez que este não é um procedimento habitual realizado no CIR (Qualisys, 2011).

No final da identificação dos marcadores em novas recolhas, é possível adicionar essa identificação a um AIM model previamente criado, através da opção *Add to existing model* (Figura 40). Esta função permite melhorar progressivamente a capacidade de identificação automática do modelo.

2.1.7 Análise de Dados

Através do *software* QTM é possível extrair dados relativamente à posição, velocidade e aceleração dos marcadores, distância, distância percorrida, ângulos, velocidade angular e aceleração angular. Desta forma, devem ser selecionadas os marcadores para a análise, com recurso ao rato e a tecla CTRL (**Nota:** em relação aos ângulos, devem ser selecionados 3 marcadores que constituem o braço rígido, o braço fixo e o fulcro ou 4 marcadores, quando não existe um fulcro comum). Após a seleção dos marcadores, deve-se clicar no botão direito do rato, seguido de *Analyze* (Figura 42).

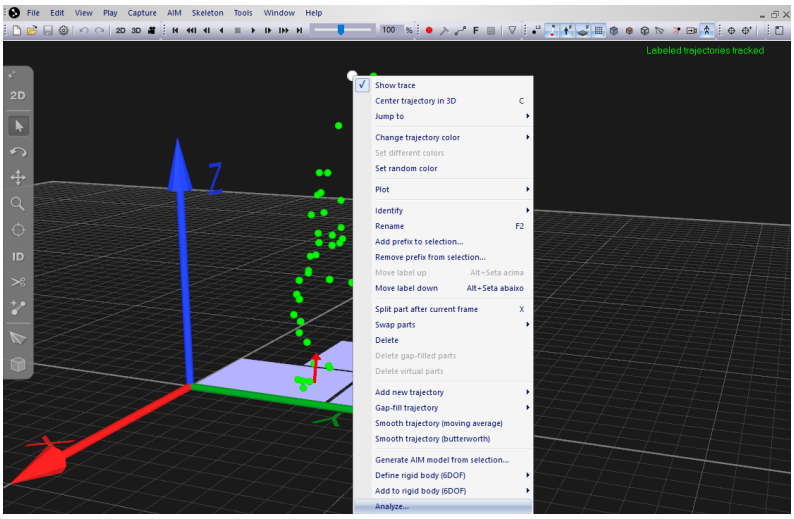


Figura 42 - Representação do processamento de marcadores

Ao surgir a nova janela, é possível selecionar *Use Filter*, antes e após o cálculo. Existem dois filtros:

- ***Fit to 2nd degree curve*** - Identifica a curva de segundo grau que melhor se adequa para cada *frame*, e posteriormente adapta o valor da curva ao *frame* em análise;
- ***Moving Average*** – Identifica um valor médio para cada *frame;*

A aplicação de filtros para melhorar a análise das trajetórias dos marcadores deve ser cuidadosamente ponderada, uma vez que o uso excessivo pode comprometer a qualidade dos dados. Assim, deve selecionar-se o método mais adequado à análise pretendida, quer seja através da aplicação de um filtro diretamente sobre a trajetória ou através da filtragem durante o cálculo das variáveis cinemáticas.

No parâmetro *Frames in filter window*, por defeito, é utilizado o valor pré-definido (Figura 43). No entanto, recomenda-se a pesquisa de um valor específico mediante o tipo de estudo a realizar. O número de *frames* deve ser um valor ímpar e quanto maior a janela, menor a sensibilidade para os valores pico. Posteriormente, deve ser selecionada uma variável para análise:

- **Posição** - Indica a posição dos marcadores ao longo do tempo, tendo em conta o referencial global;
- **Velocidade** - Calcula a velocidade das trajetórias. Ao selecionar *magnitude*, é permitido o cálculo da rapidez;
- **Aceleração** - Calcula a aceleração;
- **Distância** - Calcula a distância entre duas trajetórias ao longo do tempo;
- **Distância percorrida** - Calcula a distância que a trajetória percorreu. A distância aumentará por cada *frame* em que a marca se mova mais de 0.2 mm. Deve ser considerada a importância da aplicação de filtros, uma vez que esta medida é influenciada pelo ruído presente na recolha;
- **Ângulo** - Calcula o ângulo entre dois segmentos de reta, definidos por 3 ou 4 marcadores. Os resultados são projetados num plano (*Components*) ou no seu valor resultante (*Magnitude*) (Figura 42);
- **Velocidade angular** - Calcula a velocidade para um ângulo determinado, em °/segundo. Corresponde à primeira derivada do ângulo;
- **Aceleração angular** - Calcula a aceleração para um ângulo determinado. Corresponde à segunda derivada do ângulo.

Nota: para cada medida é possível determinar a *magnitude* ou *components:*

- Para posição, velocidade, aceleração e distância - *components* corresponde aos valores reais nos três eixos do referencial global. Por outro lado, *magnitude* corresponde à soma vetorial dos três componentes (intensidade do vetor). Assim, *magnitude* assume diferentes significados consoante a variável analisada:
    - **Posição** - distância entre a origem e a trajetória, em mm;
    - **Velocidade** - rapidez das trajetórias, em mm/s;
    - **Aceleração** - magnitude de aceleração, em mm/s^2;
    - **Distância** - distância entre duas trajetórias, em mm.
- Para ângulo e velocidade angular - *components* corresponde à projeção do ângulo em cada plano do referencial global, enquanto *magnitude* representa o ângulo entre dois segmentos.

Por fim, estes dados podem ser exportados em TSV (no canto inferior esquerdo da janela) (Figura 43).

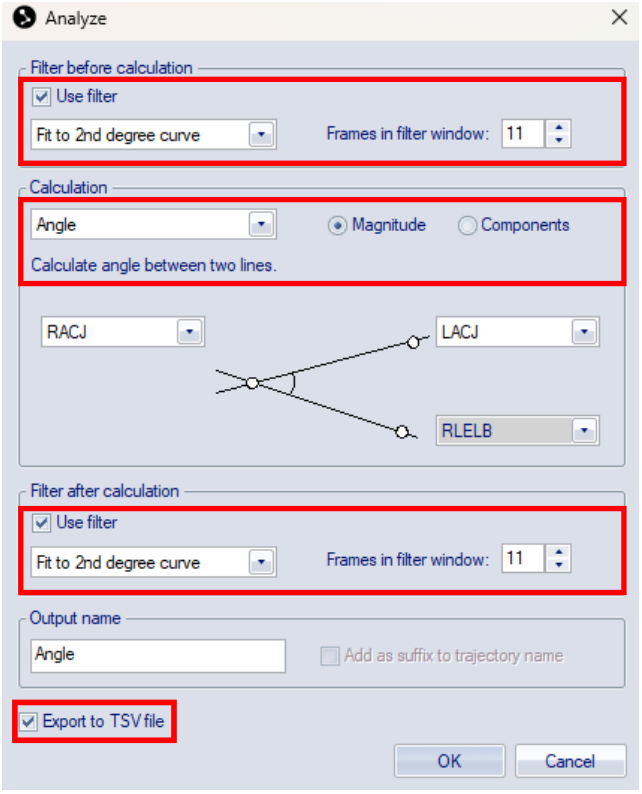


Figura 43 - Representação dos métodos para extração de variáveis

2.1.8 Adição de Eventos

Os eventos podem ser adicionados durante a recolha de dados ou posteriormente. Durante a recolha, pode ser utilizado um *Trigger Event*, que gera um evento previamente definido. Contudo, é possível adicionar manualmente um evento após a recolha de movimento, através do botão *Add Event* (Ctrl+E) (Figura 44).

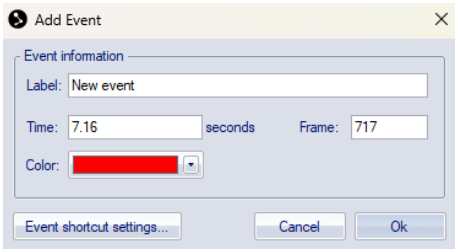


Figura 44 - Método para adição de eventos

Os eventos são visualizados na *timeline* com um triângulo. Nos gráficos, são definidos por uma linha vermelha. Ao passar com o rato sobre o evento é possível clicar com o lado direito e escolher a opção *Edit Event List* (Figura 45) onde podem ser editados a identificação, o tempo ou o *frame* de cada evento.

Os eventos podem ser exportados para outros programas. Na exportação em formato C3D, os eventos são sempre incluídos automaticamente. Para ficheiros em formato TSV, é necessário ativar a opção *Include Events* no momento da exportação, e para ficheiros MATLAB, deve ser ativada a opção *Events*.

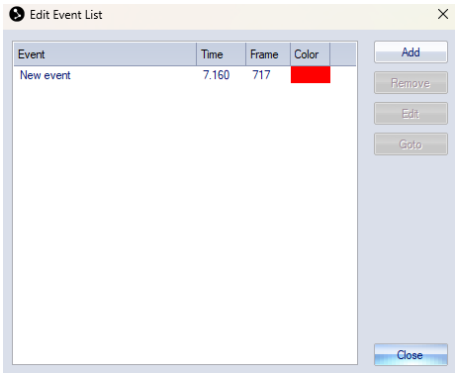


Figura 45 - Método para edição de eventos

2.2 Visualização de Dados Cinéticos

A força é calculada a partir dos dados analógicos das plataformas de forças. Os dados das forças podem ser visualizados na janela *Data Info* ou em forma de vetor com base no centro de pressão na janela de visualização 3D. O vetor observado representa a força oposta à que é aplicada sobre a plataforma, ou seja, a força de reação. É possível exportar o documento com os valores em *File* > *Export* > *To* selecionando o formato de ficheiro que pretende (Figura 46).

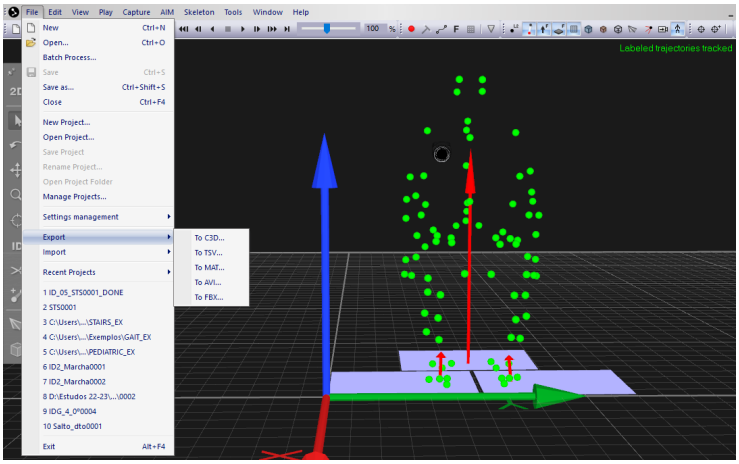


Figura 46 – Formatos de ficheiros de exportação

2.3 Exportação dos dados para outras aplicações

Os ficheiros em formato .qtm podem ser exportados para outros formatos, permitindo a sua utilização em diferentes aplicações. É possível exportar para os formatos TSV (Figura 47), C3D (Figura 48), MATLAB (Figura 49) e AVI (Figura 50).



Figura 47 - Janela de visualização para exportação de dados em formato TSV

Ao exportar os dados em TSV, podem ser gerados vários ficheiros, consoante o tipo de dados recolhido. Cada ficheiro é identificado com um sufixo, como por exemplo:

- **_a**: dados analógicos (sinal de EMG, dados em bruto das plataformas de força, entre outros);
- **_f1**, **_f2**, **_f3**: dados das plataformas de força 1, 2 e 3, respetivamente;
- **_2D**: dados bidimensionais das câmaras;
- **_3D**: dados tridimensionais de corpos rígidos, caso existam.



Figura 48 - Janela de visualização para exportação de dados em formato C3D

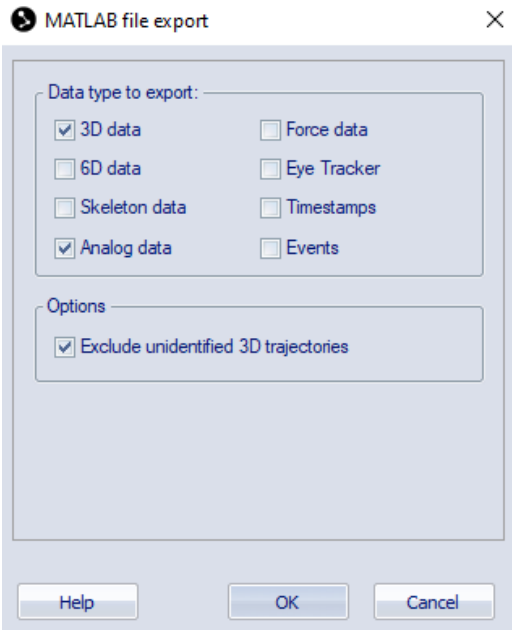


Figura 49 - Janela de visualização para exportação de dados em formato MATLAB

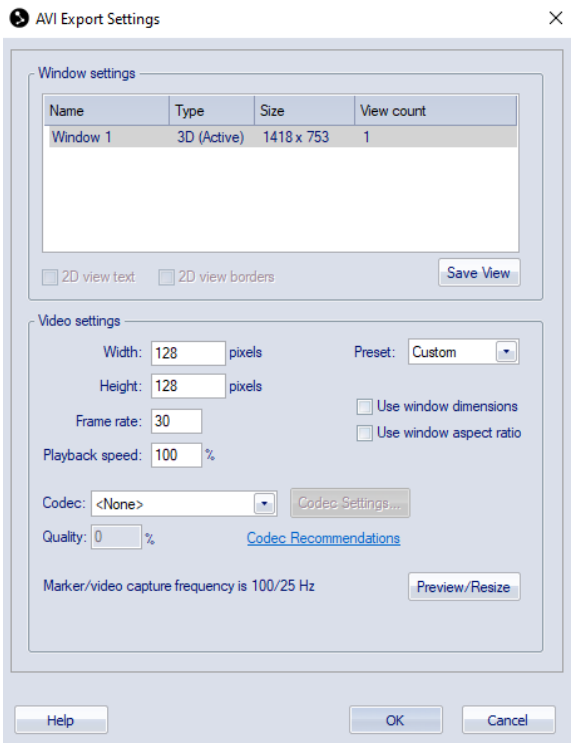


Figura 50 - Janela de visualização para exportação de dados em formato AVI

III. Considerações finais

A informação presente neste manual constitui uma base introdutória para auxiliar o investigador iniciante na utilização do sistema optoelectrónico do Laboratório de Análise de Movimento do CEMAH-CIR. A informação apresentada tem como base a experiência do grupo de investigação na utilização deste tipo de tecnologia para identificação dos determinantes biomecânicos para a (dis)função do sistema de movimento humano em diferentes condições de saúde, nomeadamente acidente vascular cerebral (Couto, Vaz, Pinho, Félix, Moreira, Pinho, Mesquita, Mesquita Montes, et al., 2023; Couto, Vaz, Pinho, Félix, Moreira, Pinho, Mesquita, Montes, et al., 2023; Couto et al., 2022; Pinho et al., 2025; Pinho et al., 2023; Ribeiro et al., 2021; Silva et al., 2013; Silva, Sousa, Pinheiro, et al., 2012; Silva et al., 2015; Silva, Sousa, Tavares, et al., 2012; Silva et al., 2014; A. S. Sousa et al., 2015; A. S. P. Sousa et al., 2021; A. S. P. Sousa et al., 2022; Andreia S. P. Sousa et al., 2022; A. S. P. Sousa et al., 2015; A. S. P. Sousa et al., 2013; Sousa & Tavares, 2015), doença de Parkinson (Fernandes et al., 2015; Fernandes et al., 2016, 2017; Ribeiro et al., 2021), adultos saudáveis (Guedes et al., 2025; Sousa & Tavares, 2014; Sousa et al., 2016; Andreia S. P. Sousa, Rui Macedo, et al., 2013; Sousa et al., 2014; Andreia S. P. Sousa, Augusta Silva, et al., 2013), adultos mais velhos (Castro et al., 2025; Moreira et al., 2025; Teles et al., 2025), instabilidade crónica do tornozelo (Silva et al., 2019; Silva et al., 2017; Sousa, 2018; A. S. P. Sousa et al., 2018; Andreia S. P. Sousa et al., 2018) ou dor no ombro (Lopes et al., 2023; Melo et al., 2024; Melo et al., 2025; Pereira et al., 2023). Adicionalmente, para elaboração deste manual contamos ainda com a experiência no processo de iniciação científica de estudantes de licenciatura e na supervisão e apoio a projetos de investigação integrados em programas de formação avançada incluindo projetos de investigação académicos de mestrado e doutoramento na área da reabilitação.

O desenvolvimento tecnológico na área da biomecânica clínica, favorecendo a personalização dos cuidados de saúde em reabilitação e a evolução no sentido do desenvolvimento de métodos rápidos, totalmente automáticos, não invasivos, repetíveis e menos dependentes do erro humano evidenciam a necessidade de identificar determinantes biomecânicos da (dis)função e da (in)capacidade. Esta necessidade justifica o crescente interesse neste tipo de tecnologia para identificação dos determinantes biomecânicos em diferentes condições de saúde, mas também na validação de ferramentas clínicas que possam ser utilizadas pelos profissionais de saúde no processo de raciocínio clínico e tomada de decisão.

Bibliografia

Caimmi, M., Carda, S., Giovanzana, C., Maini, E. S., Sabatini, A. M., Smania, N., & Molteni, F. (2007). Using Kinematic Analysis to Evaluate Constraint-Induced Movement Therapy in Chronic Stroke Patients: [research-article]. http://dx.doi.org/10.1177/1545968307302923. https://doi.org/10.1177_1545968307302923

Castro, M., Moreira, J., & Sousa, A. S. P. (2025). Association Between Gait Lower Limb Intra and Interlimb Coordination and Fear of Falling and Falling History in Older Adults. 17(6), 818. https://www.mdpi.com/2073-8994/17/6/818

Couto, A. G. B., Vaz, M. A. P., Pinho, L., Félix, J., Moreira, J., Pinho, F., Mesquita, I. A., Mesquita Montes, A., Crasto, C., & Sousa, A. S. P. (2023). Interlimb Coordination during Double Support Phase of Gait in People with and without Stroke. Journal of Motor Behavior, 1-16. https://doi.org/10.1080/00222895.2023.2282088

Couto, A. G. B., Vaz, M. A. P., Pinho, L., Félix, J., Moreira, J., Pinho, F., Mesquita, I. A., Montes, A. M., Crasto, C., & Sousa, A. S. P. (2023). Repeatability and Temporal Consistency of Lower Limb Biomechanical Variables Expressing Interlimb Coordination during the Double-Support Phase in People with and without Stroke Sequelae. Sensors (Basel), 23(5), 2526. https://www.mdpi.com/1424-8220/23/5/2526

Couto, A. G. B., Vaz, M. A. P., Pinho, L., Félix, J., Silva, S., Silva, A., & Sousa, A. S. P. (2022). Methodological Considerations in Assessing Interlimb Coordination on Poststroke Gait: A Scoping Review of Biomechanical Approaches and Outcomes. Sensors (Basel), 22(5). https://doi.org/10.3390/s22052010

Donato, C., Guerra, A., Paparella, G., Cioffi, E., Di Vita, A., Trebbastoni, A., Berardelli, A., & Bologna, M. (2021). Motor dysfunction in mild cognitive impairment as tested by kinematic analysis and transcranial magnetic stimulation | Elsevier Enhanced Reader. Clinical Neurophysiology, 8. https://doi.org/10.1016/j.clinph.2020.10.028

Fernandes, Â., Sousa, A. S. P., Couras, J., Rocha, N., & Tavares, J. M. R. S. (2015). Influence of dual-task on sit-to-stand-to-sit postural control in Parkinson's disease. Medical Engineering & Physics, 37(11), 1070-1075. https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2015.08.011

Fernandes, Â., Sousa, A. S. P., Rocha, N., & Tavares, J. M. R. S. (2016). Parkinson's Disease and Cognitive-Motor Dual-Task: Is Motor Prioritization Possible in the Early Stages of the Disease? Journal of Motor Behavior, 48(4), 377-383. https://doi.org/10.1080/00222895.2015.1105194

Fernandes, Â., Sousa, A. S. P., Rocha, N., & Tavares, J. M. R. S. (2017). The Influence of a Cognitive Task on the Postural Phase of Gait Initiation in Parkinson's Disease: An

Electromyographic-Based Analysis. J Motor Control, 21(3), 249-264. https://doi.org/10.1123/mc.2015-0032

Fischer, G., Jermann, D., List, R., Reissner, L., & Calcagni, M. (2020). Development and Application of a Motion Analysis Protocol for the Kinematic Evaluation of Basic and Functional Hand and Finger Movements Using Motion Capture in a Clinical Setting—A Repeatability Study [Article]. Applied Sciences, 10(18), 6436. https://doi.org/10.3390/app10186436

Guedes, D. C., Carneiro, D. F., Alves, L. A. T., Melo, A. S. C., Moreira, J., Cunha, B., Santos, R., Noites, A., & Sousa, A. S. P. (2025). The Influence of Artificial Breast Volume Induction on Postural Stability, Postural Orientation, and Neuromuscular Control in Healthy Women: A Cross-Sectional Study. 15(2), 579. https://www.mdpi.com/2076-3417/15/2/579

Has-motion. (2024). List of Tutorials. Retrieved September 9th, 2024 from https://wiki.has-motion.com/doku.php?id=visual3d:tutorials:list_of_tutorialsHermens, H. J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., & Rau, G. (2000). Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. J Electromyogr Kinesiol, 10(5), 361-374

Lopes, M., Melo, A. S. C., Cunha, B., & Sousa, A. S. P. (2023). Smartphone-Based Video Analysis for Guiding Shoulder Therapeutic Exercises: Concurrent Validity for Movement Quality Control. Applied Sciences, 13(22), 12282. https://www.mdpi.com/2076-3417/13/22/12282

Melo, A. S. C., Guedes, D. C., Matias, R., Cruz, E. B., Vilas-Boas, J. P., & Sousa, A. S. P. (2024). Scapular Motor Control and Upper Limb Movement Quality in Subjects with and without Chronic Shoulder Pain: A Cross-Sectional Study. 14(8), 3291. https://www.mdpi.com/2076-3417/14/8/3291

Melo, A. S. C., Soares, A. L., Castro, C., Matias, R., Cruz, E. B., Vilas-Boas, J. P., & Sousa, A. S. P. (2025). Shoulder and Scapular Function Before and After a Scapular Therapeutic Exercise Program for Chronic Shoulder Pain and Scapular Dyskinesis: A Pre–Post Single-Group Study. 15(7), 285. https://www.mdpi.com/2075-4426/15/7/285

Mesquita, I. A., Pinheiro, A. R. V., Correia, M. F. P. V., & Silva, C. I. C. d. (2019). Methodological considerations for kinematic analysis of upper limbs in healthy and poststroke adults. Part I: A systematic review of sampling and motor tasks [review]. Topics in Stroke Rehabilitation, 26(2), 142-152. https://doi.org/10.1080/10749357.2018.1551953

Moreira, J., Cunha, B., Félix, J., Santos, R., & Sousa, A. S. P. (2025). Kinematic and Kinetic Gait Principal Component Domains in Older Adults With and Without Functional Disability: A Cross-Sectional Study. 10(2), 140. https://www.mdpi.com/2411-5142/10/2/140

Pereira, B., Cunha, B., Viana, P., Lopes, M., Melo, A. S. C., & Sousa, A. S. P. (2023). A Machine Learning App for Monitoring Physical Therapy at Home. Sensors (Basel), 24(1). https://doi.org/10.3390/s24010158

Pinho, L., Freitas, M., Pinho, F., Silva, S., Figueira, V., Ribeiro, E., Sousa, A. S. P., Sousa, F., & Silva, A. (2025). A Comprehensive Understanding of Postural Tone Biomechanics: Intrinsic Stiffness, Functional Stiffness, Antagonist Coactivation, and COP Dynamics in Post-Stroke Adults. 25(7), 2196. https://www.mdpi.com/1424-8220/25/7/2196

Pinho, L., Sousa, A. S. P., Silva, C., Cunha, C., Santos, R., Tavares, J. M. R. S., Pereira, S., Pinheiro, A. R., Félix, J., Pinho, F., Sousa, F., & Silva, A. (2023). Antagonist Coactivation of Muscles of Ankle and Thigh in Post-Stroke vs. Healthy Subjects during Sit-to-Stand Task. Applied Sciences, 13(23), 12565. https://www.mdpi.com/2076-3417/13/23/12565

Qualisys. (2011). Qualisys Track Manager: User Manual.

Ribeiro, E., Silva, A., Pinho, L., Santos, R., Pinho, F., & Sousa, A. S. P. (2021). Modulation of ankle antagonist co-activation during the transition from upright standing to gait and to sit in post-stroke subjects. Annals of Medicine, 53(sup1), S146-S147. https://doi.org/10.1080/07853890.2021.1896620

Sint Jan, S.V. (2007). Color Atlas of Skeletal Landmark Definitions: Guidelines for Reproducible Manual and Virtual Palpations. Reino Unido: Churchill Livingstone/Elsevier.

Silva, A., Sousa, A. S. P., Pinheiro, R., Ferraz, J., Tavares, J. M. R. S., Santos, R., & Sousa, F. (2013). Activation timing of soleus and tibialis anterior muscles during sit-to-stand and stand-to-sit in post-stroke vs. healthy subjects. Somatosensory & Motor Research, 30(1), 48-55. https://doi.org/10.3109/08990220.2012.754755

Silva, A., Sousa, A. S. P., Pinheiro, R., Tavares, J. M. R. S., Santos, R., & Sousa, F. (2012). Soleus activity in post-stroke subjects: Movement sequence from standing to sitting. Somatosensory & Motor Research, 29(3), 71-76. https://doi.org/10.3109/08990220.2012.686935

Silva, A., Sousa, A. S. P., Silva, C., Tavares, J. M. R. S., Santos, R., & Sousa, F. (2015). Ankle antagonist coactivation in the double-support phase of walking: Stroke vs. healthy subjects. Somatosensory & Motor Research, 32(3), 153-157. https://doi.org/10.3109/08990220.2015.1012492

Silva, A., Sousa, A. S. P., Tavares, J. M. R. S., Tinoco, A., Santos, R., & Sousa, F. (2012). Ankle dynamic in stroke patients: Agonist vs. antagonist muscle relations. Somatosensory & Motor Research, 29(4), 111-116. https://doi.org/10.3109/08990220.2012.715099

Silva, C. C., Silva, A., Sousa, A., Pinheiro, A. R., Bourlinova, C., Silva, A., Salazar, A., Borges, C., Crasto, C., Correia, M. V., Vilas-Boas, J. P., & Santos, R. (2014). Co-activation of upper limb muscles during reaching in post-stroke subjects: An analysis of the contralesional and ipsilesional limbs. Journal of Electromyography and Kinesiology, 24(5), 731-738. https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2014.04.011

Silva, D. C. F., Macedo, R., Montes, A. M., Santos, R., Vilas-Boas, J. P., & Sousa, A. S. P. (2019). Does the cleat model interfere with ankle sprain risk factors in artificial grass? Clin Biomech (Bristol, Avon), 63, 119-126. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2019.03.004

Silva, D. C. F., Santos, R., Vilas-Boas, J. P., Macedo, R., Montes, A., & Sousa, A. S. P. (2017). The influence of different soccer cleat type on kinetic, kinematic and neuromuscular ankle variables in artificial turf. Footwear Science, 9(1), 21-31. https://doi.org/10.1080/19424280.2016.1240246

Sousa, A. S., Silva, A., & Santos, R. (2015). Ankle anticipatory postural adjustments during gait initiation in healthy and post-stroke subjects. Clin Biomech (Bristol, Avon), 30(9), 960-965. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2015.07.002

Sousa, A. S., & Tavares, J. M. R. (2014). The role of unstable shoe constructions for the improvement of postural control. In Posture: Types, Exercises and Health Effects. Nova Science Publishers.

Sousa, A. S. P. (2018). Antagonist co-activation during short and medium latency responses in subjects with chronic ankle instability. J Electromyogr Kinesiol, 43, 168-173. https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2018.10.006

Sousa, A. S. P., da Silva, C. I. C., Mesquita, I. A., Silva, A., Macedo, R., Imatz-Ojanguren, E., Hernandez, E., Keller, T., Moreira, J., da Fonseca, P. F. P., & Santos, R. (2021). Optimal multi-field functional electrical stimulation parameters for the "drinking task - reaching phase" and related upper limb kinematics repeatability in post stroke subjects. J Hand Ther. https://doi.org/10.1016/j.jht.2021.05.002

Sousa, A. S. P., da Silva, C. I. C., Mesquita, I. A., Silva, A., Macedo, R., Imatz-Ojanguren, E., Hernandez, E., Keller, T., Moreira, J., da Fonseca, P. F. P., & Santos, R. (2021). Optimal Multi-Field Functional Electrical Stimulation Parameters for the "Drinking Task - Reaching phase" and Related Upper Limb Kinematics Repeatability in Post stroke Subjects. Journal of Hand Therapy. https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.jht.2021.05.002

Sousa, A. S. P., Macedo, R., Santos, R., Sousa, F., Silva, A., & Tavares, J. M. R. S. (2016). Influence of prolonged wearing of unstable shoes on upright standing postural control. Human Movement Science, 45, 142-153. https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.humov.2015.11.015

Sousa, A. S. P., Macedo, R., Santos, R., & Tavares, J. M. R. S. (2013). Influence of wearing an unstable shoe construction on compensatory control of posture. Human Movement Science, 32(6), 1353-1364. https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.humov.2013.07.004

Sousa, A. S. P., Mesquita, I., Costa da Silva, C., Silva, A., R, M., E, I.-O., E, H., T, K., J, M., PF, P. d. F., & R, S. (2020). Optimal Multifield Functional Electrical Stimulation Parameters for the "Turn on the Light" Task and Related Upper Limb Kinematics Repeatability in Poststroke Subjects. Archives of physical medicine and rehabilitation, 102(6). https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.apmr.2020.10.135

Sousa, A. S. P., Moreira, J., Silva, C., Mesquita, I., Macedo, R., Silva, A., & Santos, R. (2022). Usability of Functional Electrical Stimulation in Upper Limb Rehabilitation in Post-Stroke Patients: A Narrative Review. Sensors (Basel), 22(4). https://doi.org/10.3390/s22041409

Sousa, A. S. P., Moreira, J., Silva, C., Mesquita, I., Silva, A., Macedo, R., & Santos, R. (2022). Postural control during turn on the light task assisted by functional electrical stimulation in post stroke subjects. Scientific Reports, 12(1), 6999. https://doi.org/10.1038/s41598-022-10893-7

Sousa, A. S. P., Silva, A., Macedo, R., Santos, R., & Tavares, J. M. R. S. (2014). Influence of long-term wearing of unstable shoes on compensatory control of posture: An electromyography-based analysis. Gait & Posture, 39(1), 98-104. https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.06.003

Sousa, A. S. P., Silva, A., & Santos, R. (2015). Reliability of Two Methods for Identifying the Postural Phase of Gait Initiation in Healthy and Poststroke Subjects. J Journal of Applied Biomechanics, 31(5), 349-356. https://doi.org/10.1123/jab.2014-0222

Sousa, A. S. P., Silva, A., Santos, R., Sousa, F., & Tavares, J. (2013). Interlimb coordination during the stance phase of gait in subjects with stroke. Arch Phys Med Rehabil, 94(12), 2515-2522. https://doi.org/10.1016/j.apmr.2013.06.032

Sousa, A. S. P., Silva, A., & Tavares, J. M. R. S. (2013). Interlimb relation during the double support phase of gait: An electromyographic, mechanical and energy-based analysis. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine, 227(3), 327-333. https://doi.org/10.1177/0954411912473398

Sousa, A. S. P., Silva, M., Gonzalez, S., & Santos, R. (2018). Bilateral compensatory postural adjustments to a unilateral perturbation in subjects with chronic ankle instability. Clin Biomech (Bristol, Avon), 57, 99-106. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2018.06.015

Sousa, A. S. P., & Tavares, J. M. R. S. (2015). Interlimb Coordination During Step-to-Step Transition and Gait Performance. Journal of Motor Behavior, 47(6), 563-574. https://doi.org/10.1080/00222895.2015.1023391

Sousa, A. S. P., Valente, I., Pinto, A., Soutelo, T., & Silva, M. (2018). Short and Medium Latency Responses in Participants With Chronic Ankle Instability. Journal of athletic training, 53(7), 679-686. https://doi.org/10.4085/1062-6050-120-17

Teles, I., Moreira, J., & Sousa, A. S. P. (2025). Association Between the History of Fall and the Fear of Falling on Stair Descent and Gait Transition Spatiotemporal Parameters and Lower-Limb Kinematics in Older Adults. 15(12), 6689. https://www.mdpi.com/2076-3417/15/12/6689

Wang, Z., Lane, C., Terza, M., Khemani, P., Lui, S., McKinney, W. S., & Mosconi, M. W. (2020). Upper and Lower Limb Movement Kinematics in Aging FMR1 Gene Premutation Carriers [Article]. Brain Sciences, 11(1), 13. https://doi.org/10.3390/brainsci11010013