

TREBALL DE FINAL DE GRAU

**Grau en Enginyeria Biomèdica**

**COMPARACIÓ DE LA CINEMÀTICA INVERSA EN CICLISME  
UTILITZANT OPENSIM I VISUAL 3D**



**Memòria i Annexos**

**Autor:** Sergi Bernet i Garcia  
**Director:** Gil Serrancolí Masferrer  
**Ponent:** Ventura Ferrer Roca  
**Convocatòria:** Juny 2020



## Resum

Cada vegada més esportistes tant de nivell amateur com d'elit recorren a serveis de biomecànica per a millorar la seva tècnica, augmentant així el seu rendiment esportiu i disminuint el risc de lesions. Una gran part dels estudis realitzats en l'àmbit de la millora del rendiment a partir de canvis en la configuració de la bicicleta s'han realitzat amb homes. Actualment s'ha observat com les recomanacions de configuració de la bicicleta, com el tipus de material (seient, biela, *culotte*, etc.) no poden extrapolar-se del gènere masculí al femení directament. Per aquest motiu, fa un any es va crear una xarxa d'investigació que centra els seus estudis en el ciclisme femení.

Per tal d'adaptar la bicicleta a cada subjecte, home o dona, és important obtenir el perfil motriu de la pedalada de cadascú per poder comparar amb uns valors teòrics òptims. Però un dels problemes que es poden trobar és que no es sap si diferents models o diferents mètodes d'obtenció dels angles de moviment poden obtenir resultats diferents. Mitjançant la cinemàtica inversa es pot realitzar l'estimació dels angles i moments articulars de subjectes per a modelitzar el seu moviment. Aquest projecte té com a objectiu comparar la cinemàtica inversa en una activitat de ciclisme utilitzant dos softwares diferents per a l'estudi biomecànic, OpenSim 4.0 i Visual3D. Aquesta memòria conté en detall el processament i anàlisi de dades adquirides de dones ciclistes d'elit.

L'anàlisi i comparació de la cinemàtica inversa de dos subjectes en aquest projecte ha demostrat que, tot i les diferències entre els softwares utilitzats, els resultats dels angles articulars de més importància obtinguts amb OpenSim i Visual3D són molt semblants. Es creu que, amb una mostra més gran de subjectes, es podria desenvolupar una anàlisi que proporcionari uns resultats robustos de tots els angles articulars.

## Resumen

Cada vez más deportistas, tanto de nivel amateur como de élite, recurren a los servicios de los biomecánicos para mejorar su técnica, aumentando así su rendimiento deportivo y disminuyendo el riesgo de lesiones. Una gran parte de los estudios realizados en el ámbito de la mejora del rendimiento a partir de cambios en la configuración de la bicicleta se han realizado con hombres. Actualmente se ha observado como las recomendaciones de configuración de la bicicleta, como el tipo de material (asiento, biela, culotte, etc..) no pueden extrapolarse del género masculino al femenino directamente. Por este motivo, hace un año se creó una red de investigación que centra sus estudios en el ciclismo femenino.

Para adaptar la bicicleta a cada sujeto, hombre o mujer, es importante obtener el perfil motriz del pedaleo de cada uno para poder comparar con unos valores teóricos óptimos. Pero uno de los problemas que se encuentran es que no se sabe si diferentes modelos o diferentes métodos de obtención de los ángulos de movimiento pueden obtener resultados diferentes. Mediante la cinemática inversa se puede realizar la estimación de los ángulos y momentos articulares de sujetos para modelizar su movimiento. Este proyecto tiene como objetivo comparar la cinemática inversa en una actividad de ciclismo utilizando dos softwares diferentes para el estudio biomecánico, OpenSim 4.0 y Visual3D. Esta memoria contiene en detalle el procesamiento y análisis de datos adquiridos de mujeres ciclistas de élite.

El análisis y comparación de la cinemática inversa de 2 sujetos en este proyecto ha demostrado que, a pesar de las diferencias entre los softwares utilizados, los resultados de los ángulos articulares de más importancia obtenidos con OpenSim y Visual3D son muy similares. Se cree que, con una muestra más grande de sujetos, se podría desarrollar un análisis que proporcione unos resultados robustos de todos los ángulos articulares.

## Abstract

More and more athletes, both amateur and elite, visit the services of biomechanics to improve their technique, thus increasing their sports performance and reducing the risk of injury. Much of the studies done in the field of performance improvement from changes in the configuration of the bicycle have been done with men. It has now been observed that the configuration recommendations of the bicycle, such as the type of material (seat, connecting rod, culotte, etc.) cannot be extrapolated from the male to the female gender directly. For this reason, a research network was created a year ago that focuses its studies on women's cycling.

In order to adapt the bike to each subject, male or female, it is important to obtain the motor profile of each person's cycling in order to be able to compare it with optimal theoretical values. But one of the problems is that it's unknown if different models or different methods of obtaining angles of motion can get different results. Inverse kinematics can be used to estimate the angles and joint moments of subjects to model their movement. This project aims to compare inverse kinematics in a cycling activity using two different software for the biomechanical study, OpenSim 4.0 and Visual3D. This report details the processing and analysis of data acquired from elite women cyclists.

The analysis and comparison of the inverse kinematics of 2 subjects in this project has shown that, despite the differences between the softwares used, the results of the most important joint angles obtained with OpenSim and Visual3D are very similar. It is believed that, with a larger sample of subjects, an analysis could be developed that provides robust results from all joint angles.

## Agraïments

Primer de tot, m'agradaria agrair l'enorme ajuda i paciència del tutor d'aquest Treball de Final de Grau, en Gil Serrancolí Masferrer, que m'ha estat ajudant i aconsellant durant tot el procés de redactat de la memòria i m'ha brindat tot l'ajut possible tot i la situació actual en que ens trobem. També li vull agrair l'oportunitat que em va brindar al acceptar aquest Treball de Final de Grau.

També voldria agrair a en Ventura Ferrer Roca, ponent d'aquest Treball de Final de Grau, tot l'ajut que ens ha proporcionat tant amb les dades per a dur a terme aquest projecte, com els seus coneixements en biomecànica i en el software Visual3D, i el temps que ha invertit en ajudar-me a resoldre dubtes i problemes.

Aquest agraïment també s'estén al Centre d'Alt Rendiment per haver-nos deixat utilitzar les seves instal·lacions per a dur a terme aquest projecte, encara que fos durant un curt temps a causa de la situació actual.

Finalment, m'agradaria agrair especialment al meu germà, en Marc, i a la meva parella, l'Ariadna, a més de mons pares, familiars i amics, pel seu suport, ànims, consells, interès i sobretot paciència durant tot aquest projecte, doncs ells també han fet possible aquest treball.



## Glossari

*AIM: Automatic Identification of Markers*

*GdL: Graus de Llibertat*

*GOM: Global Method Optimization*

*IK: Inverse Kinematics*

*RMS: Root-Mean-Square level*

*SVD: Single Value Decomposition*



# Índex

<b>RESUM</b>	<b>I</b>
<b>RESUMEN</b>	<b>II</b>
<b>ABSTRACT</b>	<b>III</b>
<b>AGRAÏMENTS</b>	<b>IV</b>
<b>GLOSSARI</b>	<b>VI</b>
<b>ÍNDEX DE FIGURES</b>	<b>IX</b>
<b>ÍNDEX DE TAULES</b>	<b>XII</b>
<b>1. PREFACI</b>	<b>1</b>
1.1. Motivació .....	1
1.2. Requeriments previs .....	1
1.3. Origen del treball .....	2
<b>2. INTRODUCCIÓ</b>	<b>5</b>
2.1. Programari utilitzat .....	5
2.2. Objectiu del treball.....	6
2.3. Abast del projecte .....	7
<b>3. CICLISME EN L'ESPORT D'ALT RENDIMENT</b>	<b>11</b>
3.1. Introducció .....	11
3.2. Factors biomecànics que afecten al rendiment .....	14
<b>4. METODOLOGIA</b>	<b>22</b>
4.1. Sistema de captura .....	22
4.1.1. Calibratge de les càmeres .....	22
4.1.2. Informació requerida per a la captura de dades .....	23
4.1.3. Models de marcadors.....	24
4.2. Entorn software .....	27
4.2.1. Qualisys.....	27
4.2.2. OpenSim4.0 .....	28
4.2.3. Visual3D .....	35

4.2.4.	Matlab .....	43
4.3.	Models esquelètics .....	45
4.3.1.	Model amb 6GdL.....	45
4.3.2.	Model restringint translacions (3GdL).....	48
4.3.3.	Model d'esquelet humà.....	49
<b>5.</b>	<b>ANÀLISI I RESULTATS</b> .....	<b>52</b>
5.1.	Turmell .....	53
5.2.	Maluc .....	55
5.3.	Genoll .....	57
5.4.	Comparació amb el model de 4 marcadors .....	59
<b>6.</b>	<b>CONCLUSIONS</b> .....	<b>67</b>
<b>7.</b>	<b>ANÀLISI DE L'IMPACTE AMBIENTAL</b> .....	<b>70</b>
<b>8.</b>	<b>ANÀLISI ECONÒMICA DEL PROJECTE</b> .....	<b>73</b>
<b>9.</b>	<b>REFERÈNCIES BIBLIOGRÀFIQUES</b> .....	<b>79</b>
<b>10.</b>	<b>ANNEX A. GRÀFIQUES DE RESULTATS</b> .....	<b>86</b>
10.1.	Resultats del model simple de 4 marcadors .....	86
10.2.	Resultats obtinguts amb Visual 3D.....	87
10.3.	Resultats obtinguts amb OpenSim .....	101

## Índex de figures

<b>Figura 2.1.</b> <i>Visual 3D Professional. Plataforma virtual de llicència privada per a l'anàlisi biomecànic</i>	5
<b>Figura 2.2.a (Esquerra):</b> <i>MathWorks. Empresa especialitzada en programari de càlcul matemàtic i processament de senyals</i>	6
<b>Figura 2.2.b (Dreta):</b> <i>Versió R2020a de MATLAB. Versió actualitzada de MATLAB utilitzada al projecte</i>	6
<b>Figura 3.1:</b> <i>Percentatge de persones segons la freqüència en que practiquen esport</i>	11
<b>Figura 3.2:</b> <i>Percentatge de persones segons la freqüència en que practiquen esport l'últim any segons sexe</i>	12
<b>Figura 3.3:</b> <i>Percentatge de persones segons la freqüència en que practiquen esport l'últim any segons edat</i>	12
<b>Figura 3.4:</b> <i>Percentatge de persones segons la freqüència de pràctica esportiva per modalitat esportiva</i>	13
<b>Figura 3.5:</b> <i>Nombre de llicències federades per sexe en ciclisme</i>	13
<b>Figura 4.1a (Esquerra):</b> <i>Càmera òptica de raig infraroig de la marca Qualisys. Sèrie 7+</i>	22
<b>Figura 4.1b (Dreta):</b> <i>Plataforma de força impermeable de fins a 20kN de la marca Kistler</i>	22
<b>Figura 4.2.</b> <i>Trochanteric length (en taronja) i Inseam length (en negre)</i>	24
<b>Figura 4.3.</b> <i>Model general de 52 marcadors</i>	24
<b>Figura 4.4.</b> <i>Model de marcadors de clústers (exemple dels marcadors del costat dret del tronc inferior)</i>	26
<b>Figura 4.5.</b> <i>Model simple de 4 marcadors (Esquerra: vista diagonal, Centre: Vista frontal, Dreta: vista lateral)</i>	26
<b>Figura 4.6.</b> <i>Exemple del format d'arxiu .trc</i>	28
<b>Figura 4.7.a (Esquerra):</b> <i>Exemple del format d'arxiu .mot</i>	29

<b>Figura 4.7.b (Dreta):</b> Exemple del format d'arxiu .sto _____	29
<b>Figura 4.8:</b> Notepad ++. Software lliure de programació _____	29
<b>Figura 4.9:</b> Exemple del codi dels fitxers dels models que s'ha de modificar per a definir les restriccions _____	30
<b>Figura 4.10:</b> Esquema dels arxius necessaris a la funció Scale i interfície de l'eina Scaling a OpenSim _____	30
<b>Figura 4.11:</b> Exemple de factors d'escalat calculats mitjançant OpenSim i representació gràfica de la diferència entre marcadors experimentals i virtuals _____	31
<b>Figura 4.12:</b> Exemple de ponderacions de pes per a l'escalat dels diferents marcadors del subjecte _____	32
<b>Figura 4.13:</b> Esquema dels arxius necessaris a la funció Inverse Kinematics i interfície de l'eina Inverse Kinematics a OpenSim _____	33
<b>Figura 4.14:</b> Exemple de ponderacions de pes per a la cinemàtica inversa dels diferents marcadors del subjecte _____	34
<b>Figura 4.15:</b> Fitxers necessaris per a realitzar simulacions en Visual3D _____	35
<b>Figura 4.16:</b> Marcadors anatòmics, o de calibració, i marcadors de seguiment _____	36
<b>Figura 4.17.a (esquerra):</b> Marcadors segons el tipus de segment V3D_composite _____	37
<b>Figura 4.17.b (dreta):</b> Marcadors segons el tipus de segment CODA _____	37
<b>Figura 4.18:</b> Posicionament i orientació de la pelvis tipus V3D_composite _____	37
<b>Figura 4.19:</b> Posicionament i orientació de la pelvis tipus CODA _____	38
<b>Figura 4.20:</b> Segments del model posicionats i orientats mitjançant Visual3D _____	38
<b>Figura 4.21.a (esquerra):</b> Model esquelètic d'exemple _____	39
<b>Figura 4.21.b (dreta):</b> Joints calculats i creats pel Visual3D (en groc) _____	39
<b>Figura 4.22:</b> Procés de creació de IK chains, començant per la pelvis com a segment arrel _____	40
<b>Figura 4.23.a (esquerra):</b> Pestanya de "Signals and Events" _____	40
<b>Figura 4.23.b (dreta):</b> Eina "Assigns Model to Motion Files" _____	40

<b>Figura 4.24:</b> Dades de posició dels marcadors calculades amb l'ajut del nostre model _____	41
<b>Figura 4.25.a (esquerra):</b> Exemple de la informació calculada per a un marcador _____	41
<b>Figura 4.25.b (dreta):</b> Exemple dels resultats en forma de gràfic mitjançant Visual3D _____	41
<b>Figura 4.26:</b> Exemple del càlcul de l'angle del genoll dret mitjançant l'eina Compute Model-Based Data _____	42
<b>Figura 4.27:</b> Exemple del vector creat amb la funció read_trcFile.m _____	43
<b>Figura 4.28:</b> Exemple del vector creat amb la comanda importdata(fileName) _____	43
<b>Figura 4.29:</b> Exemple de les dades requerides pel programa "Batch_Processing.m" _____	44
<b>Figura 4.30:</b> Exemple del resultat de la funció PlotData_byCycles _____	44
<b>Figura 4.31:</b> Double Static Calibration segons l'article de Capello et al _____	46
<b>Figura 4.32:</b> Clústers i marcadors anatòmics d'ambdues configuracions (E i F) en la postura de referència (E) _____	47
<b>Figura 4.33:</b> Reconstrucció de la posició i orientació d'un segment en el temps _____	47
<b>Figura 4.34:</b> Tipus d'articulació sinovial. D'esquerra a dreta: ball-and-socket, hinge, pivot, condyloid i saddle _____	50
<b>Figura 5.1.:</b> Angles del turmell del Subjecte 1 (dalt) i del Subjecte 2 (baix) _____	54
<b>Figura 5.2.:</b> Angles de la pelvis del Subjecte 1 (dalt) i del Subjecte 2 (baix) _____	56
<b>Figura 5.3.:</b> Angles del genoll del Subjecte 1 (dalt) i del Subjecte 2 (baix) _____	58
<b>Figura 5.4.:</b> Comparació dels angles de genoll, turmell i pelvis calculats amb els diferents models de marcadors _____	60
<b>Figura 7.1 :</b> Informe ambiental d'un portàtil Acer Chromebook C740, 2015 _____	71
<b>Figura 7.2:</b> Informe ambiental d'un portàtil Acer TravelMate B117, 2018 _____	72

## Índex de taules

<b>Taula 4.1.</b> <i>Nom i descripció dels 52 marcadors</i>	25
<b>Taula 5.1.:</b> <i>Subjecte 1. Valors RMS de les diferències de mitjanes entre angles articulars calculats amb els diferents tipus de models esquelètics i de marcadors</i>	62
<b>Taula 5.2.:</b> <i>Subjecte 2. Diferència de RMS entre angles articulars calculats amb els diferents tipus de models esquelètics i de marcadors</i>	64
<b>Taula 5.3.:</b> <i>Valors RMS de les diferències de mitjanes entre angles articulars calculats amb el model d'esquelet i un model senzill de 4 marcadors</i>	65
<b>Taula 7.1.</b> <i>Despeses de personal</i>	74
<b>Taula 7.2.</b> <i>Despeses de material</i>	75
<b>Taula 7.3.</b> <i>Resum de les despeses del projecte</i>	76
<b>Taula 7.4.</b> <i>Despeses de material de projecte nou</i>	76
<b>Taula 7.5.</b> <i>Resum de les despeses del projecte en cas de ser nou</i>	77







# 1. Prefaci

## 1.1. Motivació

Pel que fa als motius personals per haver escollit aquest treball, durant el transcurs del Grau en Enginyeria Biomèdica he tingut l'oportunitat de poder veure diferents assignatures, tant de la meua carrera com de les altres. Gràcies a aquesta oportunitat, vaig trobar afinitat per les assignatures de Sistemes Mecànics, Biomecànica i Biomaterials, i ja tenia clar que voldria fer un Treball de Final de Grau relacionat amb aquestes.

A més, el fet que aquest projecte serveixi per donar visibilitat a l'esport femení i ajudi a entendre millor com funciona i com es mou el cos humà van ser els motius que van fer que finalment escollís aquest projecte com el meu Treball de Final de Grau.

## 1.2. Requeriments previs

Per a la realització del present treball i el compliment dels diferents objectius proposats es considera necessari tenir un seguit de coneixements previs:

- Estadística, en especial interès l'anàlisi multivariable de dades
- Anàlisi de dades mitjançant el programari MATLAB i Excel de Windows
- Coneixements en Biomecànica, en especial el concepte de cinemàtica inversa

Per al projecte també es troba oportú l'accés i ús de diferents programaris i dades:

- Ús del programari lliure MATLAB
- Ús del programari OpenSim4.0
- Ús del programari Visual 3D.
- Accés lliure a les dades enregistrades durant les sessions previstes al Centre d'Alt Rendiment

### 1.3. Origen del treball

Els orígens d'aquest Treball de Final de Grau tenen relació amb la formació d'un grup de recerca especialitzat, anomenat "*Red Española de Investigación del Rendimiento Deportivo en Ciclismo y Mujer*" (REDICYM), entitat que forma part de la Xarxa d'Investigació del Consejo Superior de Deportes (CSD), i la qual està formada per un seguit de 5 universitats espanyoles (Universitat de València, Universitat de Leon, Universitat Pablo de Olavide de Sevilla, Universitat Politècnica de Catalunya i Universitat Catòlica de Murcia), amb la col·laboració del Centre d'Alt Rendiment esportiu (CAR) de Sant Cugat, i un seguit de 3 institucions internacionals (Derby University del Regne Unit, University of Reims Champagne-Ardenne de França i la Universitaria Escuela Nacional del Deporte de Colòmbia).

L'objectiu de la xarxa REDICYM <sup>1</sup>, és millorar el rendiment esportiu de les dones ciclistes i prevenir les diferents lesions que puguin patir. També retén prendre diferents línies d'acció pel que fa a les dones ciclistes:

- Biomecànica de la posició sobre de la bicicleta
- Millorar tècniques pel material i equipament utilitzat
- Aspectes psicològics del rendiment esportiu
- Nutrició esportiva aplicada al ciclisme i a la dona
- Higiene prèvia i posterior als entrenaments i competicions
- Visibilitat social

En aquest marc de treball, va sorgir la necessitat de comparar les dades que s'obtenen amb el software més utilitzat per personal que treballa en biomecànica de l'esport (Visual3D) i un dels software més utilitzats en biomecànica computacional (OpenSim). El primer és el més utilitzat al CAR, i el segon el més utilitzar al SIMMA Lab (UPC). El Visual3D no és lliure, es requereix llicència; l'OpenSim per contra és lliure. L'objectiu d'aquest treball és doncs comparar els resultats de cinemàtica inversa obtinguts entre els dos software per tal que en un futur els altres membres de la xarxa puguin utilitzar possiblement l'OpenSim en les seves anàlisis.





## 2. Introducció

Avui en dia l'ús de la bicicleta com a medi de transport està molt estès entre la població, així com a manera de portar una vida saludable o bé com a activitat lúdica, com serien les bicicletes de muntanya o les BMX. Per als esportistes d'elit especialitzats en ciclisme, però, l'ús de la bicicleta va més enllà de medi de transport o eina per a una vida saludable. Per a ells, és necessari desenvolupar la major potència possible en tot moment. La diferència que pot marcar l'ús d'unes sabates de ciclisme respecte unes altres, l'alçada del seient o bé la posició corporal sobre la bicicleta influeixen bastant sobre aquesta potència requerida. El treball dels biomecànics que es troben a centres d'alt rendiment per a esportistes és essencial per tal que aquests puguin desenvolupar el seu màxim potencial per aconseguir els seus propòsits.

### 2.1. Programari utilitzat

Els principals programaris utilitzats en aquest treball, Visual3D i OpenSim4.0 (Figura 2.1.a i Figura 2.1.b) són dues plataformes computacionals per a modelatge biomecànic, simulació del moviment i anàlisi de dades, les quals estan en constant evolució gràcies a la gran comunitat de desenvolupadors. Aquests programes ajuden a la resolució i optimització en diferents problemes que proposa la biomecànica en diferents situacions.



**Figura 2.1.a (Esquerra):** *Visual 3D Professional*. Plataforma virtual de llicència privada per a l'anàlisi biomecànic i **2.1.b (Dreta):** *OpenSim4.0*. Plataforma virtual de llicència pública per a l'anàlisi biomecànic

Les dades que s'introdueixen als dos softwares provenen d'un sistema de captura de moviment 3D (Qualysis, Goteborg, Suècia), format per un conjunt de càmeres òptiques que emeten i reben rajos infrarojos que capten la trajectòria de marcadors passius col·locats al cos humà. Mitjançant un software de captura es reconstrueix la trajectòria dels marcadors en tres dimensions.

Amb les dades obtingudes pel sistema de captura, una vegada s'han processat i convertit en el fitxer oportú, el personal de l'àrea de biomecànica poden analitzar la cinemàtica i dinàmica per millorar el rendiment dels esportistes o prevenir lesions.

Addicionalment, s'utilitzarà el programari de MATLAB de MathWorks per la posterior anàlisi de les dades obtingudes per OpenSim4.0 i Visual3D, de manera que els resultats puguin ser presentats de manera acurada i neta.



**Figura 2.2.a (Esquerra):** *MathWorks*. Empresa especialitzada en programari de càlcul matemàtic i processament de senyals. I  
**2.2.b (Dreta):** *Versió R2020a de MATLAB*. Versió actualitzada de MATLAB utilitzada al projecte

## 2.2. Objectiu del treball

Al llarg d'aquest projecte s'han proposat diferents objectius. L'objectiu principal del projecte és la comparació de la cinemàtica inversa ("*inverse kinematics*" - *IK*) en ciclisme utilitzant dos softwares diferents per a l'anàlisi biomecànica. A més, com a conclusió final, també interessa comparar ambdós programaris avaluant la seva funcionalitat pel que fa a l'anàlisi de dades.

Aquest treball també té els següents objectius específics:

- Recerca d'informació sobre els diferents factors que afecten el rendiment dels ciclistes
- Recerca de l'estat de l'art dels models d'anàlisi biomecàniques i dels mètodes d'enregistrament de dades
- Recerca d'informació sobre els softwares utilitzats per a familiaritzar-se amb el seu ús
- Creació de programes amb MATLAB per a agilitzar el processament de dades obtingudes amb el programari mencionat

## 2.3. Abast del projecte

Aquest projecte abasta diferents línies d'acció. No només té com a finalitat ser el Treball de Final de Grau, sinó que el projecte va més enllà i pretén assentar les bases per a l'estudi científic plantejat pel Centre d'Alt Rendiment, en Ventura Ferrer, biomecànic principal del CAR i ponent d'aquest treball, i en Gil Serrancolí, tutor d'aquest projecte. Les diferents línies d'acció que es prenen són:

1. Adquirir informació sobre el ciclisme i la seva biomecànica, així com els diferents models actuals per a l'anàlisi de dades biomecàniques
2. Previ a qualsevol anàlisi de dades, aquesta cal la seva correcta organització, facilitant-ne així l'accés i la interpretació. També caldria suposar la possibilitat de crear models en MATLAB per a agilitzar els càlculs a realitzar
3. En aquest projecte es planteja la creació i ús de tres models diferents per als softwares d'anàlisi de dades. Aquest 3 models són:
  - Un model anatòmic on les articulacions tenen 6 graus de llibertat (GdL) a l'espai, és a dir, 3 translacions i 3 rotacions
  - Un model anatòmic on les translació a cada articulació estan restringides però les rotacions són lliures
  - Un model d'esquelet seguint les restriccions definides per l'anatomia humana
4. En aquest projecte s'estudia cada subjecte amb tres models de marcadors diferents. Aquests tres models de marcadors són:
  - Un model sencer de 52 marcadors (marcadors puntuals + clústers de marcadors)
  - Un model on només es treballa amb els clústers de marcadors de les cames
  - Un model simple de 4 marcadors per cada extremitat inferior, utilitzat habitualment en la literatura, que es troben al gran trocànter, a l'epicòndil femoral, al mal·lèol lateral i a la base del cinquè metatarsià.
5. Anàlisi de la cinemàtica inversa en OpenSim4.0 dels tres models creats per a l'anàlisi de dades fent ús dels tres models de marcadors diferents. El model simple de 4

marcadors només s'utilitzarà per al cas del model d'esquelet, doncs els resultats que donaria amb els altres models no serien realistes.

6. Anàlisi de la cinemàtica inversa en Visual3D dels 3 models creats per a l'anàlisi de dades fent ús dels 3 models de marcadors diferents. El model simple de 4 marcadors només s'utilitza per al cas d'un model amb tres segments a cada cama, ja que els resultats que donaria amb els altres models no serien realistes.
7. Comparació dels resultats de la cinemàtica inversa en OpenSim4.0 i en Visual3D per als diferents subjectes
8. Comparació de la IK amb resultats de diferents subjectes
9. Comparació dels resultats obtinguts amb els dos softwares

Un cop assolits els objectius del treball es redacten les conclusions del projecte, tant la comparació dels resultats de la cinemàtica inversa entre els models com entre els resultats obtinguts amb els dos softwares. Cal remarcar també que la durada del projecte és d'aproximadament 4 mesos i s'hi dediquen, a més de les 600 hores incloent la posterior defensa del TFG, 360 hores addicionals en concepte de pràctiques al Laboratori d'Aplicacions Multimèdia de la UPC.







### 3. Ciclisme en l'esport d'alt rendiment

#### 3.1. Introducció

L'activitat física és, segons l'OMS, molt important des del punt de vista tant saludable com del punt de vista mèdic, doncs la inactivitat física és el quart factor de risc pel que fa a la mortalitat mundial, responsable de prop d'un 6% de morts enregistrades arreu del món <sup>2</sup>. És per aquest motiu que a arreu del món es fan enquestes i estudis a nivell nacional per a analitzar l'índex d'activitat dels seus habitants i així determinar les accions que cal prendre per a aconseguir una població saludable.

El projecte "Encuesta de Hábitos Deportivos en España" <sup>3</sup> es un estudi estadístic amb una periodicitat quinquennal, començada l'any 2005 i duta a terme per la *Subdirección General de Estadística y Estudios de la Secretaría General Técnica del Ministerio de Educación, Cultura y Deporte* juntament amb el *Consejo Superior de Deportes*, que té com a objectiu proporcionar els indicadors relatius als hàbits i les pràctiques esportives dels espanyols, així com el seu interès cap aquest sector. La mostra tractada és de 12.000 persones de 15 anys en amunt, de diferent sexe, nivell d'estudis, situació laboral i comunitat autònoma. La metodologia que segueix l' estudi y resultats de l'enquesta es poden consultar mitjançant la pàgina web [www.educacionyfp.gob.es/](http://www.educacionyfp.gob.es/) <sup>4 5</sup>. Addicionalment es fa ús de l'informe "Anuario de Estadísticas Deportivas 2019" <sup>6</sup>, dut a terme també per la *Subdirección General de Estadística y Estudios de la Secretaría General Técnica*, que ens proporciona informació més actualitzada sobre l'esport i les tendències d'esport a Espanya.

Com es veu a la Figura 3.1, prop del 53.5% de la població espanyola va practicar al llarg del 2015 esports de manera periòdica o de manera casual.

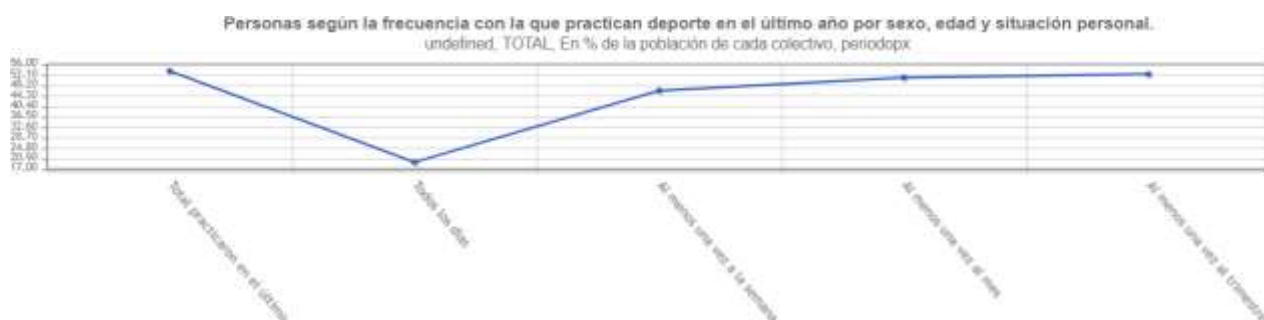
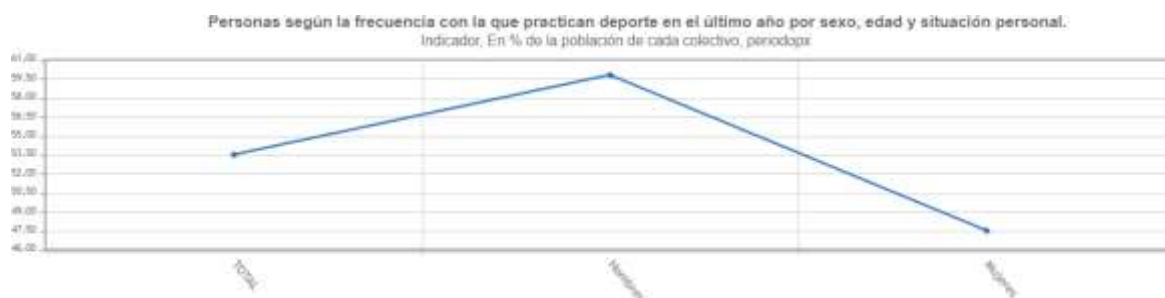


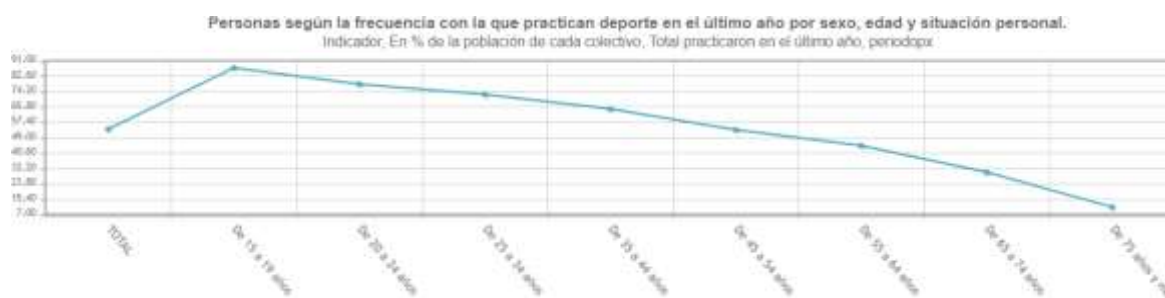
Figura 3.1: Percentatge de persones segons la freqüència en que practiquen esport.

Com es veu a la Figura 3.2, si s'analitzen els indicadors de gènere es pot veure la gran diferència pel que fa a l'esport practicat entre les dones i els homes, sent aquests últims els que més esport practicarien al cap de l'any, amb un índex de participació del 47.5% pel que fa a les dones i un 59.8% pel que fa als homes.



**Figura 3.2:** Percentatge de persones segons la freqüència en que practiquen esport l'últim any segons sexe.

Finalment, pel que fa a la Figura 3.3, si s'analitza aquest índex de pràctica esportiva per edats es pot veure clarament com els grups més joves de la població, d'entre 15 i 19 anys, són els que practiquen més esport amb un 87% de pràctica esportiva mentre que, grup rere grup, el percentatge va decaient fins a aquelles persones de 75 anys o més, on l'índex de pràctica esportiva es situa prop de l' 11%.



**Figura 3.3:** Percentatge de persones segons la freqüència en que practiquen esport l'últim any segons edat.

Pel que fa al ciclisme és el quart esport que més es practica de forma setmanal amb un 10.3% de gent que el practica, com es pot apreciar a la Figura 3.4, darrere de la marxa, la gimnàstica suau i la gimnàstica intensa amb, respectivament, un 10.6%, un 11.9% i un 12% de gent que el practica.

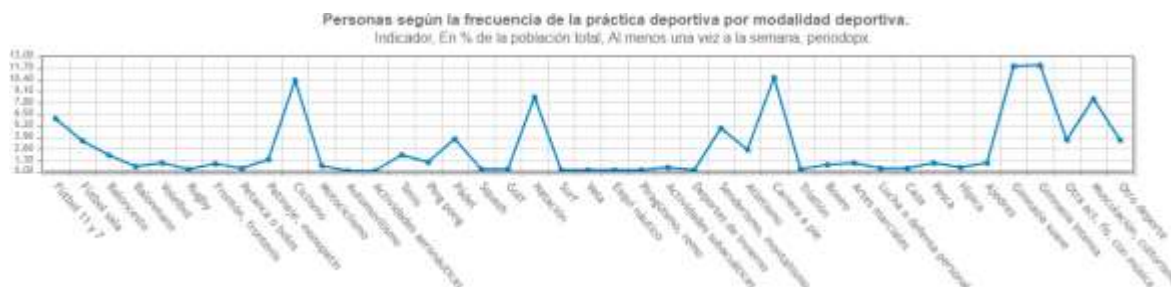


Figura 3.4: Percentatge de persones segons la freqüència de pràctica esportiva per modalitat esportiva.

Però ara bé, quantes d'aquestes persones que utilitzen la bicicleta setmanalment ho fan amb llicència i no com a només un mode de transport? Segons les últimes dades proporcionades pel *Ministerio de Cultura y Deporte*, el nombre de llicències <sup>7</sup> federades en ciclisme és d'un total de 75.680 l'any 2018, unes 1016 llicències més que l'any anterior, amb un total de 3808 clubs esportius federats. El 93.9% d'aquestes llicències federades corresponen a homes, mentre que les dones representen el 6.1% d'aquestes (Figura 3.5).

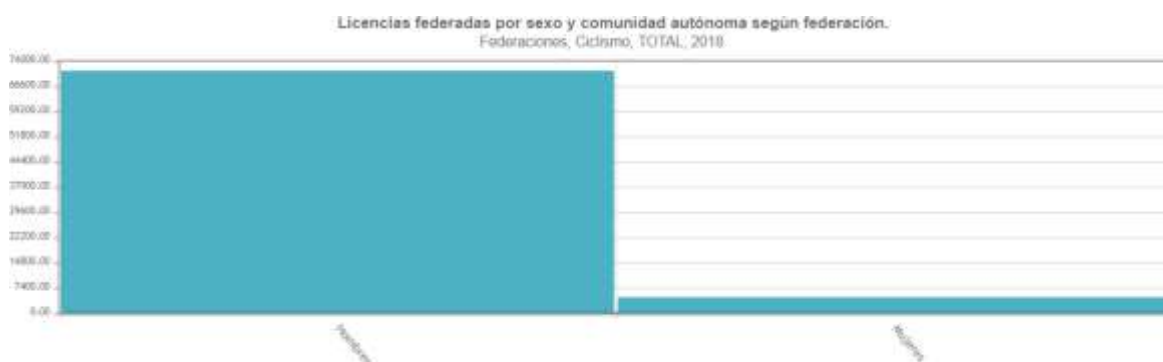


Figura 3.5: Nombre de llicències federades per sexe en ciclisme.

Avui en dia els esportistes, tant federats com de lleure, tenen accés a empreses específiques dedicades al seu esport escollit. Aquestes empreses tenen com a objectiu facilitar-los un seguit de serveis i productes per tal que puguin maximitzar el seu rendiment. Les empreses especialitzades en ciclisme els serveixen des d'aparells per monitoritzar constants (e.g. per a freqüència cardíaca, potència de la pedalada, etc...), fins a millores en el disseny mecànic de la bicicleta que els permeti minimitzar forces resistives i maximitzar forces propulsives.

### 3.2. Factors biomecànics que afecten al rendiment

L'objectiu a complir en el ciclisme es el de recórrer un trajecte en el menor temps possible, minimitzant les forces resistives i maximitzant la velocitat mitjana de l'esportista.

Si s'analitza el comportament del sistema des d'un punt de vista mecànic <sup>8</sup> es volen maximitzar les forces propulsores desenvolupades pel ciclista i minimitzar les forces resistives que s'oposen al moviment del ciclista, com l'aire o la fricció de les rodes amb el terra.

Ara bé, la majoria d'estudis que es realitzen es duen a terme en laboratoris tancats, amb condicions controlades, de manera que les principals forces resistives que actuen al sistema, com són l'aire i els pendents de la pista a recórrer, queden negligides. En aquestes condicions es pot suposar que la velocitat mitjana del ciclista seria igual a la potència que desenvolupa.

A principis del segle XX van aparèixer els primers estudis sobre l'alçada del seient i l'impacte d'aquest sobre el ciclista <sup>9</sup>, però no va ser fins a finals del mateix segle quan l'interès per la biomecànica del ciclisme va augmentar i van aparèixer els primers models de predicció de la potència mecànica desenvolupada.

El primer dels models de predicció, provinent de l'estudi de Prampero et al. <sup>10</sup>, suposava que el ciclista romania relativament fix a la bicicleta, de manera que se'l podia suposar com si fos un motor per a la propulsió del sistema. S'inclouen diverses variables per a estimar les potències degudes a les forces resistives, com l'aerodinàmica, el pendent, la rodada i la deformació de la bicicleta. Les diverses equacions que es donen defineixen les resistències de tracció (RT) [Expressió 3.1] i la potència mecànica desenvolupada (W) [Expressió 3.2]:

$$RT(N) = 3.2 + 0.19v^2 \quad [3.1]$$

$$W(W) = 4,5 * 10^{-2} * P * s + 4,1 * 10^{-2} * SA * \left(\frac{PB}{T}\right) * v^2 * s \quad [3.2]$$

On  $v$  es la velocitat de l'aire i la constant de 3.2N de l'equació 3.1 interpretada com a la resistència de rodada contra el terra.  $P$  es el pes total en Kg,  $s$  es la velocitat del ciclista en m/s,  $SA$  es la superfície corporal en  $m^2$ ,  $PB$  es la pressió baromètrica en Torr i  $T$  la temperatura de l'aire en graus Kelvin.

Es van publicar models alternatius on es suposava que, a més, es perdia prop de 2.4% del total de la potència desenvolupada pel ciclista a causa de les deformacions que pateixen els materials de la cadena de transmissió i la resta de potència. Com en el primer model, es suposava que es utilitzava per a superar les forces resistives. Aquests models alternatius segueixen suposant el ciclista com si fos un motor fix de propulsió. En l'article de Martin et al. <sup>11</sup> s'exposava que la potència total desenvolupada pel ciclista [Expressió 3.3] és equivalent a la suma de les potències per vèncer la resistència aerodinàmica del conjunt bicicleta-ciclista i la resistència aerodinàmica de les rodes ( $P_{AT}$ ), la resistència de les rodes contra el sòl ( $P_{RR}$ ), pèrdues per fricció a rodaments ( $P_{WB}$ ), canvis en energia potencial ( $P_{PE}$ ) i cinètica ( $P_{KE}$ ) dividides pel coeficient de pèrdues per fricció a la cadena ( $E_C$ ).

$$P_{TOT} = \frac{P_{NET}}{E_C} \quad [3.3]$$

$$essent P_{NET} = P_{AT} + P_{RR} + P_{WB} + P_{PE} + P_{KE} \quad [3.4]$$

Al llarg dels anys s'han desenvolupat diversos articles i estudis pel que fa a la classificació dels factors biomecànics que afecten al rendiment. En aquest treball es mencionen els més rellevants i es mostrarà l'evolució de la classificació dels factors biomecànics al llarg dels anys.

L'any 1986 Edmund R. Burke, expert en fisiologia de l'exercici, va publicar el llibre "Science of cycling" <sup>12</sup> on comparteix els seus coneixements pel que fa al increment del rendiment esportiu dels ciclistes. Hi ha indicacions de com incrementar la velocitat, prevenir lesions i escollir equipament, així com la dieta nutricional que els ciclistes haurien de seguir i l'entrenament psicològic i físic previ a competicions. En aquest llibre Burke classifica els factors biomecànics que afecten el rendiment en tres grups:

- Factors ambientals, com poden ser la temperatura, la pressió atmosfèrica, la resistència aerodinàmica, etc..
- Factors mecànics, com són el tipus de materials de la bicicleta i les deformacions relacionades amb l'ús, la fricció generada pels components de la bicicleta, les dimensions de les rodes etc..

- Factors biomecànics / fisiològics, com és la longitud dels músculs de l'esportista, angles articulars, patrons de reclutament de fibres musculars, tipus i velocitat de contracció muscular, etc...

Quatre anys més tard, l'any 1990, el professor Too del "*Department of Health, Physical Education and Recreation*" de la Universitat de Califòrnia, presenta l'article "*Biomechanics of cycling and factors affecting performance*"<sup>13</sup>, on exposa que hi ha diferents variables que afecten els requeriments energètics del ciclisme. En aquest article Too exposa la poca comunicació que hi havia en aquell moment pel que fa als enginyers que buscaven millorar les bicicletes per a que fossin més eficients i els *kinesiòlegs* que buscaven millorar l'eficiència en ciclisme a partir del factor humà. En aquest article també comenta que la modificació de certes variables poden resultar en una millora en l'eficiència. Aquestes variables són:

- Canvis en la posició, configuració i orientació del cos de l'esportista
- Canvis en les distàncies entre el seient i el pedal
- Interacció entre la càrrega de treball, la potència desenvolupada per l'esportista i la cadència de pedaleig

L'any 2001 Asker Jeukendrup, científic en nutrició esportiva i professor de "*School of Sport, Exercise and Health Sciences*" del Regne Unit, i James Martin, científic en esports i biomecànica i associat del departament de "*Nutrition and Integrative Physiology*" de la universitat de Utah, van participar conjuntament per redactar l'article "*Improving Cycling Performance: How Should We Spend Our Time and Money*"<sup>14</sup>. L'article té com a objectiu presentar els principals factors fisiològics que influencien la potència mecànica desenvolupada i els principals factors ambientals que influencien en la demanda energètica del ciclista, dividint així els factors biomecànics en dos, els factors interns i externs. En l'article, ambdós autors inclouen un seguit de factors biomecànics que afecten el rendiment que en articles anteriors no es tenien en compte:

- Entrenament de l'esportista. Ja sigui en pista o en altitud es una de les maneres de millorar la producció energètica de l'esportista. També s'ha vist que poden abaixar la demanda d'energia si durant l'entrenament o durant les curses tenen una cadència de pedaleig constant.



- Nutrició de l'esportista. Tant les begudes amb electròlits o hidrats de carboni com dosis relativament baixes de cafeïna a la dieta dels esportistes comporten una millora en l'eficiència d'aquests.
- Posició de l'esportista. En l'article s'exposa que el simple fet de posar les mans sobre els frens o sobre el manillar en comptes del que es coneix com a "*baseline position*" milloren l'aerodinàmica del esportista i, per tant, un increment en la seva eficiència.
- Equipament. Un joc de rodes més aerodinàmiques o bé un quadre de bicicleta menys pesat ajuden a minimitzar certes forces resistives a les que es sotmet el conjunt bicicleta-esportista.

L'any 2005 es realitza un estudi conjunt entre Erik W. Faria, de "*Exercise Physiology Laboratories*" de la Universitat de *New Mexico*, i Daryl Lee Parker i Irvin E. Faria, del "*Department of Kinesiology and Health Science*" de la Universitat de Califòrnia, anomenat "*The science of cycling*"<sup>15</sup>, dividit en dues parts, on s'estudien en detall la fisiologia i l'entrenament requerit en ciclisme i els factors que afecten el rendiment. En aquest estudi es proposen un seguit de tretze factors biomecànics que afecten al rendiment en el ciclisme. Aquests factors són:

- *Aerodynamics*. La resistència de l'aire es un dels principals factors de despesa energètica a altes velocitats, i es per això que la resistència aerodinàmica és un dels factors d'eficiència més determinant. En aquest capítol de l'article es comenta com les posicions del ciclista sobre la bicicleta afecten la resistència de l'aire i, per tant, el consum energètic.
- *Drafting*. El terme *drafting* fa referència a l'estratègia basada en el fet que un esportista es col·loqui immediatament darrere d'un altre de manera que pot reduir la resistència de l'aire, reduint així l'ús energètic.
- *Rolling Resistance*. La tercera major resistència que ha de vèncer un ciclista es la resistència de rodada. Els determinants d'aquesta resistència són el diàmetre de la roda, el tipus de pneumàtic que porta la roda, la pressió d'inflada de la roda, la superfície total que toca la roda amb el terra i la fricció dels components. Canvis en aquests determinants poden reduir la resistència de rodada i, per tant, incrementar l'eficiència del ciclista.
- *Equipment Configuration*. La transferència de potència del cos humà a la bicicleta depèn de la llargada dels pedals, la posició del peu al pedal, la cadència de pedaleig, l'alçada del seient i l'angle del tub del seient. Una bona configuració d'aquests

elements resulta en un increment de la potència en l'esportista. A més, en aquest capítol de l'article es comenta que la posició del ciclista sobre la bicicleta i també la roba d'esport que porti incrementen l'eficiència del ciclista.

- *Gear Ratios*. Les relacions dels engranatges de la bicicleta són importants pel que fa a la transferència d'energia a les rodes, però pel que fa a l'increment d'eficiència de l'esportista s'ha vist que no són rellevants.
- *Peak Power Output*. Un dels dispositius més nous de mesura de la potència desenvolupada és el "SRM Training Systems" (Schoberer Rad Messtechnik). Aquest calcula la potència de l'esportista a partir del parell exercit als pedals i la velocitat angular. Ajuda al ciclista a saber quin tipus d'entrenament necessita realitzar per incrementar el seu rendiment i eficiència.
- *Peddalling Cadence*. Al llarg de molts estudis s'ha demostrat que la cadència de pedaleig és un dels principals factors que afecten el rendiment i eficiència dels ciclistes, tot i que no s'ha arribat a cap consens sobre el criteri per a seleccionar una cadència o un altre. La cadència de pedaleig és important perquè s'ha demostrat que influeix en la fatiga neuromuscular dels músculs que estan treballant.
- *Cycling Economy*. S'entén la *cycling economy*, o l'eficiència del ciclisme, com el consum d'oxigen per unitat de pes corporal per a realitzar una tasca. Una eficiència augmentada s'assoleix amb una disminució en el percentatge de consum d'oxigen. En l'article mencionat es comenta que realitzar exercicis amb una càrrega constant resulta en un increment de l'eficiència.
- *Cycling Intensity*. Les curses ciclistes professionals sotmeten els esportistes a exercicis d'alta intensitat durant una llarga durada. És per això que la intensitat de l'entrenament que un esportista duu a terme és important per a la millora del seu rendiment esportiu.
- *Muscle Recruitment*. Com a més grups musculars es puguin activar més potència es pot desenvolupar. A l'article mencionat s'exposa que canviar d'una postura asseguda a una postura aixecada resulta en una major activació muscular i, per tant, en un increment de la potència desenvolupada.
- *Pacing Strategy*. En ciclisme s'ha vist que mantenir un ritme constant és important per a reduir el consum energètic. Però per maximitzar la potència desenvolupada es poden seguir diverses estratègies. Per exemple, quan es rep vent frontal o en trams de pujada, incrementar el ritme un 5% i, anàlogament, disminuir el ritme un 5% quan es rep resistència pel vent que ve del darrere o en trams de baixada.

- *Altitude Acclimatisation.* Els canvis d'altitud són un dels grans problemes en el rendiment dels atletes ja que la saturació arterial d'oxigen disminueix amb l'alçada. Si no estan aclimatats a certes altituds el rendiment dels atletes pot baixar considerablement.
- *Performance Modelling.* Factors com poden ser la massa corporal, l'alçada, la posició del seient del ciclista, vent, temperatura, etc. són importants per a la predicció del rendiment de l'esportista. La predicció quantitativa del rendiment en funció de certs paràmetres d'entrada és útil per a millorar els protocols d'entrenament i potenciar l'atleta

Estudis posteriors també proposen factors psicològics com a variables que afecten el rendiment dels atletes, com poden ser l'autoconfiança, la motivació, el control emocional i la concentració.<sup>16 17</sup>

Es pot classificar llavors els factors que afecten el rendiment en sis grans grups:

- Factors fisiològics
- Factors psicològics
- Factors d'entrenament
- Factors nutricionals
- Factors biomecànics
- Factors medi-ambientals

Aquest projecte es centra exclusivament en el grup de factors biomecànics, donant importància a l'antropometria dels subjectes i l'estudi d'aspectes dinàmics i cinemàtics mitjançant diferents softwares. Els articles de Thomas, A (2018)<sup>18</sup>; Falisse A, Van Rossom S, Gijssbers J, et al. (2018)<sup>19</sup> o Trinler U, Schwameder H, Baker R, Alexander N (2019)<sup>20</sup> són exemple de projectes que comparen angles articulars o forces mitjançant softwares diferents.

L'article de Thomas té com a principal objectiu la creació d'un model múscul-esquelètic mitjançant OpenSim i posterior validació comparant els resultats de cinemàtica inversa amb un model validat de Visual3D. A més, s'hi proposa avaluar l'habilitat d'OpenSim de determinar variacions en la llargada muscular durant un cicle de marxa. Es va observar que, tot i presentar variabilitat en el càlcul de la cinemàtica inversa, el càlcul de les variacions de llargada muscular en OpenSim durant un cicle de marxa el distingeix de Visual3D i es considera que aquest

software en última instancia pot ajudar a professionals en l'àmbit mèdic en l'anàlisi del moviment.

L'article de Falisse A, Van Rossom S, Gijssbers J, et al té com a principal objectiu investigar com diverses suposicions en l'anàlisi biomecànic de la marxa afecta als resultats. Aquest anàlisi biomecànic es va fer mitjançant OpenSim i Human Body Model i es comparava la cinemàtica articular, la cinètica i les forces musculars. Els resultats indicaven que, tot i presentar certs patrons entre tots dos softwares biomecànics, hi havia diferències estadísticament significatives entre els resultats obtinguts.

Finalment, l'article de Trinler U, Schwameder H, Baker R, Alexander N et al. té com a principal objectiu comparar la cinemàtica articular, la cinètica articular i les forces musculars amb els models estàndards de dos softwares d'anàlisi biomecànica, l'OpenSim i l'AnyBody. En els resultats s'observen diferències especialment en els angles de maluc i turmell en el pla sagital i en els moments del genoll al pla sagital. Aquestes diferències entre resultats s'intenten justificar amb les diferències entre software pel que fa a les definicions antropomètriques i anatòmiques i els procediments d'escalat.



## 4. Metodologia

### 4.1. Sistema de captura

Per aquest projecte, s'ha utilitzat el sistema de captura del CAR de Sant Cugat, que consta d'un sistema de 8 càmeres òptiques de rajos infrarojos Qualisys (Goteborg, Suècia), creant un entorn de mesura virtual de 360°.



Figura 4.1a: Càmera òptica de rajos infrarojos Qualisys. Sèrie 7+.

El sistema de 8 càmeres òptiques de rajos infrarojos permet reconstruir el moviment en tres dimensions. El programari de Qualisys captura la posició dels marcadors en el pla de cada càmera i reconstrueix el seu moviment en tres dimensions. En concret s'utilitzen els dos softwares de Qualisys següents:

- *Qualisys Track Manager (QTM)*
- *Analysis modules*

#### 4.1.1. Calibratge de les càmeres

Abans de fer qualsevol captura de dades s'ha de calibrar degudament les càmeres i el programari de Qualisys, de manera que es minimitzi l'error experimental recollit a l'espai de captura per les càmeres. Segons el manual d'usuari <sup>21</sup> que entrega l'empresa Qualisys amb els seus productes, el procés de calibratge de l'espai es desenvolupa de la següent manera:

1. Fixació del punt d'origen de l'espai de captura de dades. Si hi ha alguna plataforma de força integrada amb el sistema Qualisys, el punt d'origen ja ha d'haver estat especificat

a la documentació del laboratori. Si no hi ha cap plataforma, es feina de l'equip del laboratori trobar un punt adient per a fixar-lo com a punt d'origen. El punt d'origen es fixa amb una instrument en forma de L, proporcionat per Qualisys, per a calibrar els seus productes.

2. Calibració amb vara. Un altre dels elements del *kit* de calibració proporcionat consisteix en una vara allargada amb dos marcadors fantasma a les seves puntes. Per al correcte calibratge, cal introduir al software el tipus de vara de calibratge que és, així com la seva longitud exacta entre els dos marcadors fantasma i el temps que es calibrarà la càmera a 100Hz . En el cas de la vara utilitzada al Centre d'Alt Rendiment, la longitud entre marcadors era de 750,2 mm i la calibració va durar 45 segons. Una vegada el software comença el procés de calibració, el personal a càrrec ha d'escombrar el màxim espai de captura amb la vara però tenint cura de no donar cap cop a la vara o abraçar massa espai de captura, doncs afecta als resultats del calibratge.
3. Obtenció de resultats de calibració. Una vegada acaba el procés de calibració, cal comprovar que els resultats tinguin coherència. Per a cada càmera que s'utilitzi, els resultats del calibratge mostren la seva localització respecte del punt d'origen, el nombre de vegades que ha vist els marcadors fantasma de la vara de calibració i la distància residual en mm de la vara. Si algun valor del nombre de marcadors que apareixen en un instant determinat és molt més alt que els marcadors experimentals o bé si algun valor de les distàncies residuals és molt diferent a la resta, és recomanable tornar a realitzar un calibratge. Finalment, els resultats de calibratge informen de la desviació estàndard de la llargada de la vara. Per a obtenir una bona calibració, aquesta desviació estàndard ha de ser el mínim possible.

#### 4.1.2. Informació requerida per a la captura de dades

Per a poder modelitzar el subjecte amb els diferents softwares, cal prendre una sèrie de dades abans de realitzar la captura com són el pes i alçada del subjecte, així com la data de naixement per al posterior estudi estadístic. Addicionalment, es realitza una captura estàtica del subjecte per a definir els segments del model i es realitzen mesures de l'alçada des del terra fins a l'entrecreix (*Inseam length*) i de l'alçada trocantèrea, com es veu a la Figura 4.2.

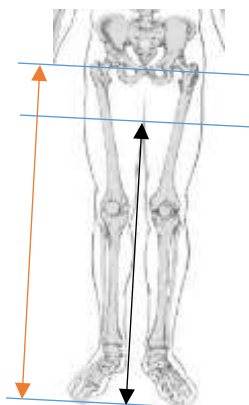


Figura 4.2. Trochanteric length (en taronja) i Inseam length (en negre)

### 4.1.3. Models de marcadors

L'últim pas previ a la captura de dades és posar marcadors al subjecte. Per a aquest projecte s'han tingut en compte tres models diferents de marcadors:

- El primer dels models utilitzats és un model general de 52 marcadors<sup>22</sup> que es troben a posicions determinades segons la Figura 4.3.

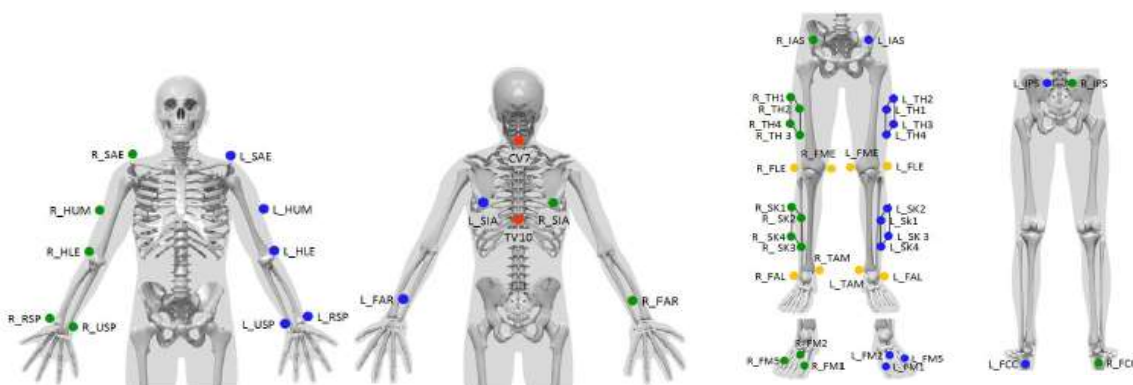


Figura 4.3. Model general de 52 marcadors

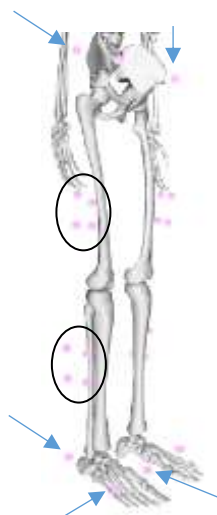
Marcador	Descripció	Marcador	Descripció
L_SAE	Escàpula - vora Acromial esquerra	L_TH1-4	Clúster de marcadors a la cuixa esquerra
L_HUM	Aprox. centre de l'húmer esquerra	L_FLE	Epicòndil Lateral esquerra
L_HLE	Húmer – Epicòndil lateral esquerra	L_FME	Epicòndil Medial esquerra



L_FAR	Avantbraç posterior esquerra	L_SK1-4	Clúster de marcadors a la cama esquerra
L_USP	Ulna – “ <i>styloid process</i> ” esquerra	L_FAL	Prominència lateral del mal·lèol lateral esquerra
L_RSP	Radi – “ <i>styloid process</i> ” esquerra	L_TAM	Prominència medial del mal·lèol medial esquerra
R_SAE	Escàpula - vora Acromial dreta	L_FCC	Inserció del tendó d’Aquil·les al calcani esquerra
R_HUM	Aprox. centre de l’húmer dreta	L_FM5	Marge dorsal del cap del cinquè metatars esquerra
R_HLE	Húmer – Epicòndil lateral dreta	L_FM2	Aspecte dorsal del cap del segon metatars esquerra
R_FAR	Avantbraç posterior dreta	L_FM1	Marge dorsal del cap del primer metatars esquerra
R_USP	Ulna – “ <i>styloid process</i> ” dreta	R_TH1-4	Clúster de marcadors a la cuixa dreta
R_RSP	Radi – “ <i>styloid process</i> ” dreta	R_FLE	Epicòndil Lateral dret
CV7	Vèrtebra cervical 7	R_FME	Epicòndil Medial dret
TV10	Vèrtebra toràcica 10	R_SK1-4	Clúster de marcadors a la cama dreta
L_SIA	Escàpula – angle inferior esquerra	R_FAL	Prominència lateral del mal·lèol lateral dret
R_SIA	Escàpula – angle inferior dret	R_TAM	Prominència medial del mal·lèol medial dret
L_IAS	Espina ilíaca superior anterior esquerra	R_FCC	Inserció del tendó d’Aquil·les al calcani dret
L_IPS	Espina ilíaca superior posterior esquerra	R_FM5	Marge dorsal del cap del cinquè metatars dret
R_IAS	Espina ilíaca superior anterior dreta	R_FM2	Aspecte dorsal del cap del segon metatars dret
R_IPS	Espina ilíaca superior posterior dreta	R_FM1	Marge dorsal del cap del primer metatars dret
L_TRC	Cap del trocànter esquerra	R_TRC	Cap del trocànter dret

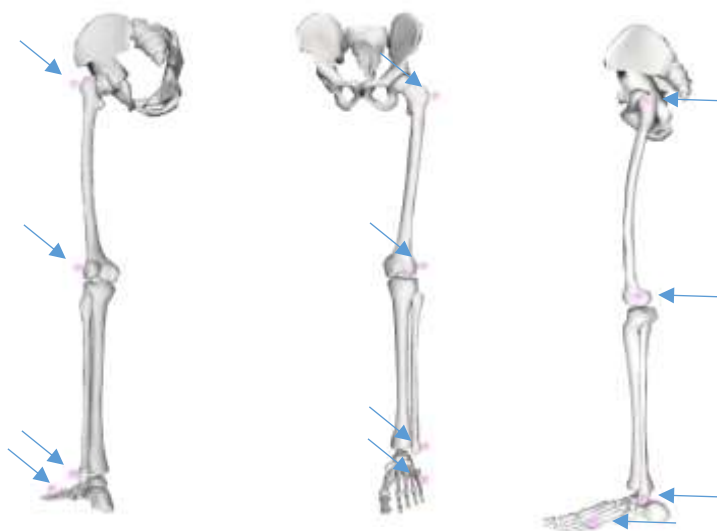
Taula 4.1. Nom i descripció dels 52 marcadors

- El segon dels models a utilitzar es un model en que només es tenen en compte els clústers de marcadors que es troben sobre el fèmur i la tibia i peroné, els quatre marcadors de la pelvis i tots els marcadors del peu, segons s’indica a la Figura 4.4.



**Figura 4.4.** Model de marcadors de clústers (exemple dels marcadors del costat dret del tronc inferior)

L'últim dels models es un model simple de 4 marcadors, els quals es troben al gran trocànter, a l'epicòndil femoral, al mal·lèol lateral i a la base del cinquè metatarsià segons s'indica a la Figura 4.5. En aquest treball s'incorpora aquest model ja que és dels més utilitzats en la literatura, tant en 2D com en 3D. En aquest treball es vol comparar els angles articulars entre els diferents models.



**Figura 4.5.** Model simple de 4 marcadors (Esquerra: vista diagonal, Centre: Vista frontal, Dreta: vista lateral)

## 4.2. Entorn software

### 4.2.1. Qualisys

Després del calibratge i la captura de dades, es realitza el procés d'etiquetatge dels marcadors<sup>23</sup> per revisar que el sistema de Qualisys no ha tingut errades en el seguiment de les trajectòries 3D de cada marcador. Aquest etiquetatge es pot fer de manera manual o mitjançant un AIM (*Automatic Identification of Markers - AIM*).

Pel que fa a la identificació manual de trajectòries hi ha dos mètodes a seguir:

- *“Quick Identification”*: per a utilitzar aquest mètode és necessari tenir una llista d'etiquetes o bé introduir etiquetes a una llista nova. Consisteix en seleccionar una primera etiqueta i utilitzar la funció *“Quick Identification”*, tot seleccionant a la vista 3D el marcador que correspon a l'etiqueta. Amb aquest mètode es pot començar amb qualsevol etiqueta.
- *“Drag and drop”*: per a utilitzar aquest mètode és necessari tenir una llista d'etiquetes o bé introduir etiquetes a una llista nova. Consisteix en seleccionar la trajectòria d'un marcador i, com diu el nom del mètode, *“arrossegar-la”* fins a l'etiqueta a la que correspon.

Per altre banda, la identificació automàtica de les trajectòries es pot fer mitjançant el mòdul AIM del software de QTM. Aquest model AIM es crea a partir d'uns fitxers ja identificats i etiquetats i es pot aplicar a qualsevol nova captura de dades que presenti el mateix set de marcadors.

El mètode AIM identifica les trajectòries a partir dels angles i les distàncies que hi ha entre els marcadors. Es recomana afegir mesures dels marcadors al model AIM, de manera que el programari pot afegir més moviments al model i obtenir millors resultats. El mètode AIM, però, té un seguit de limitacions:

1. No pot funcionar amb menys de dos marcadors. El model AIM treballa amb coordenades locals i, per tal de trobar la trajectòria, necessita de dos o més punts.
2. AIM identifica la totalitat de les dades que s'han capturat. Tot i haver identificat manualment algunes trajectòries, el model AIM esborraria aquestes dades i les substituiria amb les trajectòries calculades.

3. AIM només pot buscar una única solució, de manera que només busca les trajectòries una vegada. Si part de les dades de la captura no estan introduïdes a AIM, aquestes no es tindran en compte pel resultat final i no es poden integrar durant el procés de AIM.
4. AIM no pot unir dues trajectòries que es solapen.
5. Com que el mòdul AIM treballa amb relacions entre marcadors, es essencial que tots els marcadors del fitxer estiguin introduïts al mòdul per a assegurar que totes les trajectòries queden identificades.

Finalment, una vegada totes les trajectòries han estat etiquetades, tots els fitxers *.c3d* s'han d'exportar a Visual 3D.

#### 4.2.2. OpenSim4.0

Per a realitzar les simulacions necessàries, OpenSim4.0 necessita un seguit de fitxers que s'han de tenir preparats en el format oportú <sup>24</sup>. Aquests fitxers son els següents:

- Trajectòries dels marcadors utilitzats. Aquest arxiu ha de seguir el format *.trc* (*Track Row Column*) creat per "Motion Analysis Corporation" amb la finalitat d'especificar les posicions dels marcadors posats al subjecte a diferents intervals de temps durant una sessió de presa de dades.

PathFileType	4 (X/Y/Z)	D:\Gif\Collaborations\VenturaFerrer-CAR\MesuresBici_MoCap\test_data_markers.trc													
DataRate	300	CameraRate	300	NumFrames	1301	NumMarkers	54 mm	Units		OrigDataRate	300	OrigDataStar	0	OrigNumFrames	1301
Frame#	Time	CV7	X1	Y1	Z1	L_SIA	X2	Y2	Z2	R_SIA	X3	Y3	Z3		
1	0	280.052063	1406.91748	-424.20285	395.11203	1378.05591	-331.02301	398.311951	1382.98645						
2	0.00333333	280.244812	1406.69189	-424.206329	395.370331	1377.88196	-331.013885	398.469604	1382.83362						
3	0.00666667	280.460693	1406.427	-424.258087	395.580902	1377.72974	-331.05191	398.640686	1382.67517						
4	0.01	280.582489	1405.98779	-424.213715	395.784943	1377.54065	-331.003784	398.898102	1382.48352						

Figura 4.6. Exemple del format d'arxiu *.trc*

- Forces i moments de reacció del terra i centres de pressió. Aquest arxiu ha de seguir el format *.mot* (*motion*) creat pels programadors de "Software for Interactive Musculoskeletal Modeling" (SIMM) o bé el format *.sto* (*storage*) creat pel programadors d'OpenSim. Tots dos formats d'arxiu presenten la mateixa composició estructural, primer es troba un "motion header" i a continuació es tenen les dades.

nColumns=19			
nRows=6505			
DataType=double			
version=3			
OpenSimVersion=4.0			
endheader			
time	ground_forc	ground_forc	ground_forc
0	12.7448838	27.8176309	7.93790128
0.00066667	11.3662637	25.7722169	10.3507084
0.00133333	11.0186928	32.7266246	12.7512932
0.002	12.3529071	26.9994653	11.1327819

Model Marker Errors from IK			
version=1			
nRows=1301			
nColumns=4			
inDegrees=no			
endheader			
time	total_square	marker_error	marker_error_max
0	0.02194907	0.02054501	0.0529307
0.00333333	0.02182628	0.02048746	0.05287045
0.00666667	0.02170665	0.02043124	0.05277659
0.01	0.02171004	0.02043283	0.05288576
0.01333333	0.02173814	0.02044605	0.05279619

Figura 4.7.a (Esquerra): Exemple del format d'arxiu .mot i Figura 4.7.b (Dreta): Exemple del format d'arxiu .sto

Típicament les dades que s'obtenen de "Motion Capture Systems" presenten el format C3D, però OpenSim4.0 té la capacitat de convertir aquests tipus de dades als formats compatibles mencionats amb anterioritat.

Per a dur a terme aquest projecte, és necessària la modificació dels models de l'OpenSim i l'ús de dues eines específiques de l'OpenSim (*Scale Tool* i *Inverse Kinematics Tool*).

#### 4.2.2.1. Modificació dels models

L'OpenSim proporciona a través de la seva pàgina web un seguit de models que presenten diferents característiques pel que fa als segments presents, estils d'exercici o bé restriccions a les articulacions. Per a realitzar aquest projecte és important utilitzar un únic model genèric, el qual es modificarà per a crear casos particulars.

Ara bé, no es poden modificar els fitxers .osim (format ASCII) dels models directament des de l'OpenSim, sinó que es necessita d'una aplicació externa per a poder fer-ho. En aquest projecte es fa ús de l'aplicació "Notepad ++" <sup>25</sup> (Figura 4.8), un software d'accés lliure i que suporta diferents llenguatges, per a accedir al codi dels fitxers.



Figura 4.8: Notepad ++. Software lliure de programació

La definició de restriccions és la part més complicada d'OpenSim, però una vegada s'ha realitzat, la descripció general dels models ja no s'han de modificar. Les restriccions, o els graus de llibertat a cada articulació, es defineixen per a cada articulació al "jointset" i es donen els valors per defecte de posició i velocitat, normalment el valor inicial és de 0, el rang de valors

que pot adquirir la rotació o la translació i uns “*flags*” que avisen si la restricció s’ha de limitar al rang de valors establert anteriorment, com es veu a les Figura 4.9. També es mencionen quins són els *parent* i els *child frames* (sòlids entre els quals es defineix l’articulació).

```

<CustomJoint name="ground_pelvis">
  <!--Path to a Component that satisfies the Socket 'parent'
  <socket_parent_frame>ground_offset</socket_parent_frame>
  <!--Path to a Component that satisfies the Socket 'child'
  <socket_child_frame>pelvis_offset</socket_child_frame>
  <!--List containing the generalized coordinates (q's) th
  <coordinates>
    <Coordinate name="pelvis_tilt">
      <!--The value of this coordinate before any valu
      <default_value>0</default_value>
      <!--The speed value of this coordinate before an
      <default_speed_value>0</default_speed_value>
      <!--The minimum and maximum values that the coord
      <range>-6.283199999999999 6.283199999999999</r
      <!--Flag indicating whether or not the values of
      <clamped>true</clamped>
      <!--Flag indicating whether or not the values of
      <locked>false</locked>
      <!--If specified, the coordinate can be prescrib
      <prescribed_function />
    </Coordinate>
    <Coordinate name="pelvis_list">
    <Coordinate name="pelvis rotation">
    <Coordinate name="pelvis tx">
    <Coordinate name="pelvis ty">
    <Coordinate name="pelvis tz">
  </coordinates>

```

Figura 4.9: Exemple del codi dels fitxers dels models que s’ha de modificar per a definir les restriccions

#### 4.2.2.2. Scale Tooling

Abans de realitzar qualsevol anàlisi a OpenSim s’ha de realitzar un escalat dels models <sup>26</sup> a utilitzar per tal que siguin el més semblant possible antropomòrficament als subjectes analitzats. Com es veu a la Figura 4.10, es necessiten un seguit de fitxers per a dur a terme l’escalat del model:



Figura 4.10: Esquema dels arxius necessaris a la funció Scale i interfície de l’eina Scaling a OpenSim

- L'arxiu *subject01\_static.trc* fa referència a un arxiu de dades que contingui les posicions experimentals dels marcadors durant un exercici estàtic.
- L'arxiu *gait2354\_simbody.osim* fa referència a un model múscul-esquelètic d'OpenSim. Aquest model genèric és el que s'escala per a coincidir antropomòrficament amb el subjecte a analitzar. Si no s'inclou un conjunt de marcadors específic (a la pestanya *Add markers from file*), aquest model genèric també ha de contenir un conjunt genèric de marcadors. Si es demana (pestanya *Adjust Model Markers*), també s'ajustaran les posicions dels marcadors sobre el model segons les dades experimentals del *.trc*.
- L'arxiu *subject01\_Setup\_Scale.xml* fa referència a l'arxiu de configuració de l'eina "Scale". Aquest arxiu conté un seguit de paràmetres per al funcionament de l'eina.

L'escalat d'OpenSim es duu a terme mitjançant la comparació de les distàncies entre les posicions tridimensionals de parelles de marcadors sobre el model i les distàncies experimentals. L'OpenSim escala els models segons els factors d'escala que s'han definit per a cada parella de marcadors. També hi ha l'opció que l'usuari introdueixi els factors d'escala manualment.

Els factors d'escalat, com es veu a la Figura 4.11 es troben amb la combinació dels marcadors experimentals que porta el subjecte experimental i els marcadors virtuals que presenta el model sense escalar d'OpenSim, de manera que es busca que tots dos grups de marcadors tinguin les mateixes coordenades tridimensionals al final de l'escalat.



Figura 4.11: Exemple de factors d'escalat calculats mitjançant OpenSim i representació gràfica de la diferència entre marcadors experimentals i virtuals

Una vegada les parelles de marcadors han estat especificades i s'ha calculat el seu factor d'escala, cal donar valors de pesos a cada marcador. Aquests pesos (*"Static Pose Weights"*) s'utilitzen a l'hora d'ajustar els marcadors, tal i com es veu a la Figura 4.12. Indiquen quin pes té cada marcador a l'hora d'ajustar la seva posició. Com més elevat sigui el mes, menys es podrà moure el marcador respecte el model.

Enabled	Marker Name	Value	Weight
<input checked="" type="checkbox"/>	R_SAE	From File	1.0
<input checked="" type="checkbox"/>	L_SAE	From File	1.0
<input checked="" type="checkbox"/>	CV7	From File	1.0
<input checked="" type="checkbox"/>	TV10	From File	0.1
<input checked="" type="checkbox"/>	R_HUM	From File	0.0
<input checked="" type="checkbox"/>	R_HLE	From File	1.0
<input checked="" type="checkbox"/>	R_SIA	From File	0.2
<input checked="" type="checkbox"/>	L_SIA	From File	0.2
<input checked="" type="checkbox"/>	R_FAI	From File - NOT FOUND	1.0
<input checked="" type="checkbox"/>	R_USP	From File	1.0
<input checked="" type="checkbox"/>	R_RSP	From File	1.0
<input checked="" type="checkbox"/>	L_HUM	From File	0.0
<input checked="" type="checkbox"/>	L_HLE	From File	1.0
<input checked="" type="checkbox"/>	L_FAI	From File - NOT FOUND	1.0
<input checked="" type="checkbox"/>	L_USP	From File	1.0
<input checked="" type="checkbox"/>	L_RSP	From File	1.0
<input checked="" type="checkbox"/>	R_IAS	From File	1.0
<input checked="" type="checkbox"/>	L_IAS	From File	1.0

Figura 4.12: Exemple de ponderacions de pes per a l'escalat dels diferents marcadors del subjecte

L'algoritme que utilitza la funció d'escalat d'OpenSim utilitza un procés de diferents etapes, els quals es descriuen breument a continuació:

1. Computació de factors d'escalat. Els factors d'escalat es busquen tal i com s'ha explicat anteriorment.
2. Escalat de la geometria del model a partir dels factors d'escalat computats. Aquest algoritme escala les localitzacions d'articulacions, centres de massa i punts d'ancoratge de músculs. Ajustament dels marcadors del model segons les posicions dels marcadors experimentals. Es pot demanar que l'escalat i l'ajustament dels marcadors es facin alhora.
3. Escalat de la massa i propietats inercials. Els factors d'escalat, el pes del subjecte a analitzar i la preservació, o no, de la distribució de la massa del subjecte s'utilitzen per a escalar les masses dels segments.
4. Escalat de músculs i altres models que depenen de la llargada. Finalment s'escalen els components del model que depenen de distància o llargades, com lligaments o actuadors del múscul.



### 4.2.2.3. Inverse Kinematics

L'eina "Inverse Kinematics" <sup>27</sup> d'OpenSim revisa cadascun dels moments temporals capturats de dades experimentals i posiciona el model virtual, prèviament escalat, en la posició en que millor coincideix amb els marcadors experimentals. Per a fer funcionar aquesta eina es necessiten un seguit de fitxers, segons la Figura 4.13.

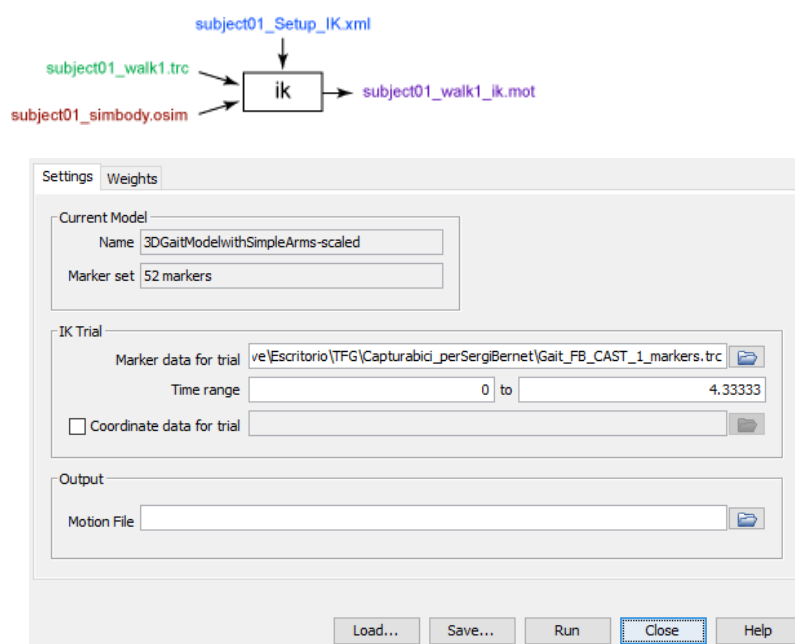
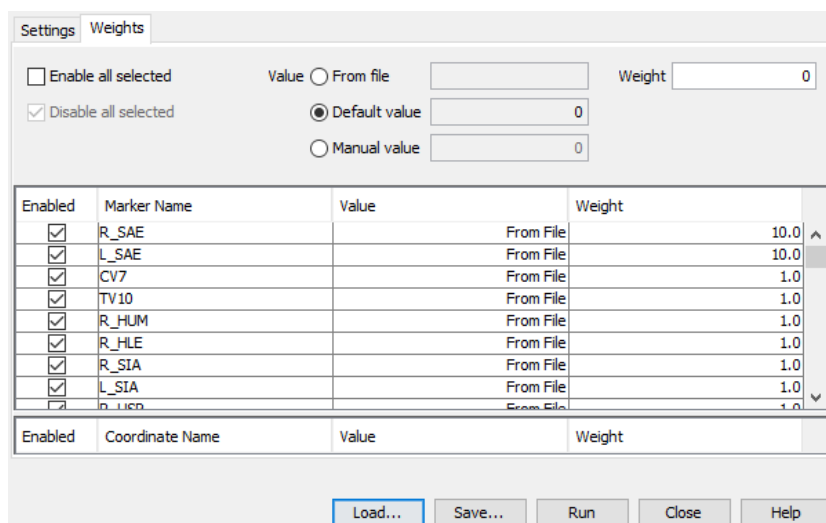


Figura 4.13: Esquema dels arxius necessaris a la funció Inverse Kinematics i interfície de l'eina Inverse Kinematics a OpenSim

- L'arxiu *subject01\_walk.trc* fa referència a un arxiu de dades que contingui les trajectòries experimentals dels marcadors durant l'exercici objectiu.
- L'arxiu *subject01\_simbody.osim* fa referència a un model múscul-esquelètic d'OpenSim escalat d'acord amb el subjecte experimental.
- L'arxiu *subject01\_Setup\_IK.xml* fa referència a l'arxiu de configuració de l'eina "Inverse Kinematics". Aquest arxiu conté un seguit de paràmetres per al funcionament de l'eina.

De la mateixa manera que amb l'escalat, una vegada s'ha configurat l'eina "Inverse Kinematics" cal donar valors de pes a cada marcador, com es veu a la Figura 4.14, per a indicar el pes de cada marcador en el seguiment d'aquestes trajectòries. Com més alt sigui el mes, més cas li farà l'algorisme a la posició experimental d'aquell marcador. Per contra, si no s'està segur de la trajectòria d'aquell marcador, se li posarà un pes més baix.



**Figura 4.14:** Exemple de ponderacions de pes per a la cinemàtica inversa dels diferents marcadors del subjecte

Matemàticament el procés consisteix en la resolució d'un problema de mínims quadrats ponderats, la solució del qual pretén minimitzar els errors dels marcadors i de les coordenades. Un cop s'ha resolt el problema de mínims quadrats, l'OpenSim calcula automàticament el valor dels angles i altres coordenades articulars del model.

Es considera l'error de marcador com la distància entre un marcador experimental i el marcador del model una vegada s'ha reconstruït el moviment amb *Inverse Kinematics*.

A l'anàlisi *Inverse Kinematics*, també se li poden introduir unes coordenades articulars de referència (pestanya *Coordinate Data for Trial* Figura 4.13). Es considera l'error de coordenada com la diferència entre el valor d'una coordenada experimental i el valor de la coordenada computada per la funció "*Inverse Kinematics*". Les coordenades experimentals poden ser angles d'articulacions obtingudes mitjançant sistemes de captura, computades utilitzant diferents algorismes o mitjançant altres tècniques de captura que requereixen de dispositius de mesura. En aquest projecte no s'introdueixen coordenades conegudes, per tant, aquesta secció queda en blanc.

Així doncs, el problema ponderat que es resol es, segons l'expressió 4.1, el següent:

$$\min q = \left[ \sum_{i \in \text{markers}} w_i \|x_i^{\text{exp}} - x_i(q)\|^2 + \sum_{j \in \text{unprescribed coords}} \omega_j (q_j^{\text{exp}} - q_j)^2 \right] \quad [4.1]$$

on  $q$  es el vector de coordenades que resol "Inverse Kinematics",  $x_i^{exp}$  es la posició experimental del marcador  $i$ ,  $x_i(q)$  es la posició del marcador al model,  $q_j^{exp}$  es el valor experimental per la coordenada  $j$  i  $q_j$  el valor de la coordenada  $j$  virtual. Els pesos dels marcadors  $w_i$  i de les coordenades  $\omega_j$  (aquest últims iguals a zero en aquest projecte) són valors que queden especificats des d'un principi per l'usuari.

### 4.2.3. Visual3D

Visual 3D requereix d'un seguit d'arxius per a poder fer els càlculs i simulacions requerits per aquest projecte, com es pot veure a la Figura 4.15. Aquests arxius són:

- Trajectòries estàtiques dels marcadors experimentals. Aquest fitxer, de format *.c3d*, és el que s'utilitza per a crear els segments del model així com les *joints* o articulacions que defineixen els graus de llibertat.
- Trajectòries dinàmiques dels marcadors experimentals. Aquest fitxer, de format *.c3d*, inclou les trajectòries 3D dels marcadors utilitzats en les captures dinàmiques i és el que s'utilitza per a extreure totes les dades que es necessiten pel projecte mitjançant un procés que es denomina "Compute model-based data".

Report Pages 5				
Models/Calibration Files	Motion Files	Active	Dynamic	Report
	GLOBAL			
Static FB Anterior - CAST 1.c3d Copy	Gait FB - CAST 1.c3d	<input type="radio"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
	Gait FB - CAST 2.c3d	<input type="radio"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
	Gait FB - CAST 5.c3d	<input type="radio"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
	Static FB Anterior - CAST 1.c3d	<input type="radio"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Figura 4.15: Fitxers necessaris per a realitzar anàlisis en Visual3D

El procediment que segueix Visual 3D per analitzar dades de captures dinàmiques es compon de diverses etapes:

- *Creating a Hybrid Model*
- *Definition of joints*
- *Visualizing data*
- *Compute model-based data*

### 4.2.3.1. Creació del model

Per a crear un model amb Visual3D es fa ús dels marcadors utilitzats al sistema de captura de dades per a definir els segments del cos. Cal diferenciar entre marcadors anatòmics i marcadors de seguiment, com es veu a la Figura 4.16. Els marcadors anatòmics són aquells que es posicionen a llocs rellevants del cos com per exemple ossos palpables a les zones distals d'un segment. Per altre banda, els marcadors de seguiment es col·loquen a llocs convenients per a seguir i orientar un segment.

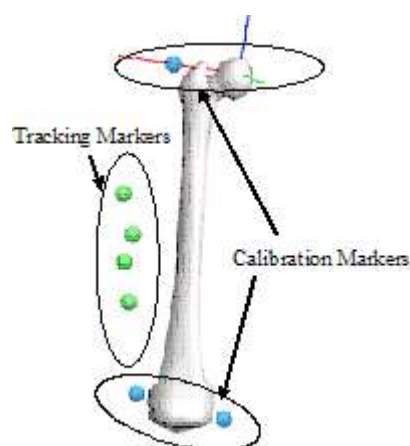
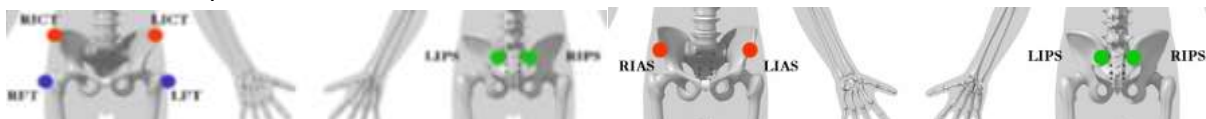


Figura 4.16: Marcadors anatòmics, o de calibratge, i marcadors de seguiment

A Visual3D es defineixen els segments com a objectes rígids ideals, no pateixen deformacions a forces aplicades i poden existir en qualsevol lloc d'un espai X-Y-Z. Estan definits geomètricament per un sistema local de coordenades i una llargada concreta. S'assumeix que aquest sistema local de coordenades és capaç de moure's lliurement per l'espai, de manera que es suposa que un marcador està enganxat a un segment del cos per a monitoritzar aquest moviment.

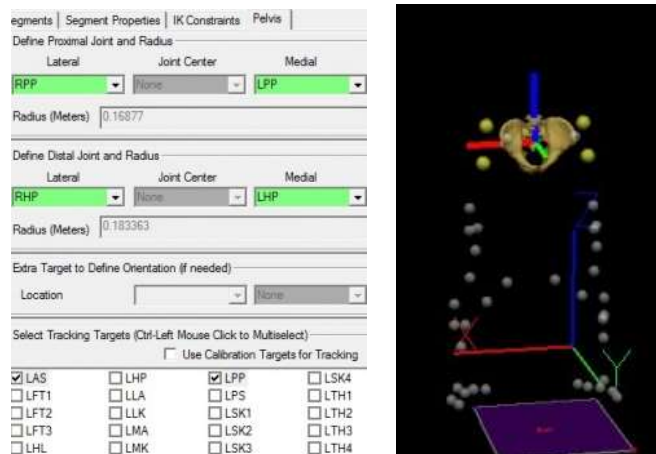
El sistema de captura de dades és l'encarregat de monitoritzar la trajectòria d'aquests marcadors enganxats al segment i mitjançant Visual3D es computa la postura de cada segment a partir de les coordenades dels sensors de cada segment, les pròpies coordenades del segment i les restriccions de cada articulació. Hi ha una consideració a tenir en compte, i és que Visual3D no pot definir cap segment que no inclogui marcadors de seguiment.

Generalment el primer segment que es crea a Visual3D, i que serveix com a referència per a la creació de tots els altres, és la pelvis. Aquesta es pot definir com a un segment de tipus *V3D\_composite* o bé com a tipus *CODA*. Les diferències entre els dos tipus de segments són essencialment els marcadors que s'utilitzen, que implica un algorisme diferent pel càlcul del centre articular del maluc, com es veu a les Figures 4.17.a i 4.17.b, i el càlcul de la posició i orientació de la pelvis.



**Figura 4.17.a (esquerra):** Marcadors segons el tipus de segment *V3D\_composite* i **Figura 4.17.b (dreta):** Marcadors segons el tipus de segment *CODA*

El càlcul de posició i orientació de la pelvis de tipus *V3D\_composite* es comú amb els altres segments del cos, cal definir unes articulacions proximals al nostre segment (en el cas de la pelvis, s'utilitzen els marcadors de les crestes ilíaques RICT i LICT), unes articulacions distals (els caps dret i esquerre del trocànters RFT i LFT) i uns marcadors de seguiment (els marcadors de les crestes ilíaques RICT i LICT i els marcadors posteriors superiors de la espina ilíaca LIPS i RIPS). La particularitat d'aquest tipus de pelvis es que els marcadors de les crestes ilíaques s'utilitzen per a definir les articulacions proximals i com a marcadors de seguiment per a posicionar-la a l'espai. Com es veu a la figura 4.18, amb aquests criteris Visual3D és capaç de posicionar el segment segons els marcadors indicats i orientar-la en el sentit adequat.



**Figura 4.18:** Posicionament i orientació de la pelvis tipus *V3D\_composite*

La pelvis de tipus *CODA* segueix un criteri diferent pel que fa al càlcul de posició i orientació del segment. Fa ús de només quatre marcadors, els marcadors posteriors superiors de la espina ilíaca LIPS i RIPS i els marcadors de les crestes ilíaques RICT i LICT, i troba la orientació

del segment mitjançant el pla que formen aquests 4 marcadors, com es veu a la Figura 4.19. Aquest mètode no es recomana si el subjecte que s'està estudiant presenta sobrepès, doncs són marcadors difícils de posicionar correctament.

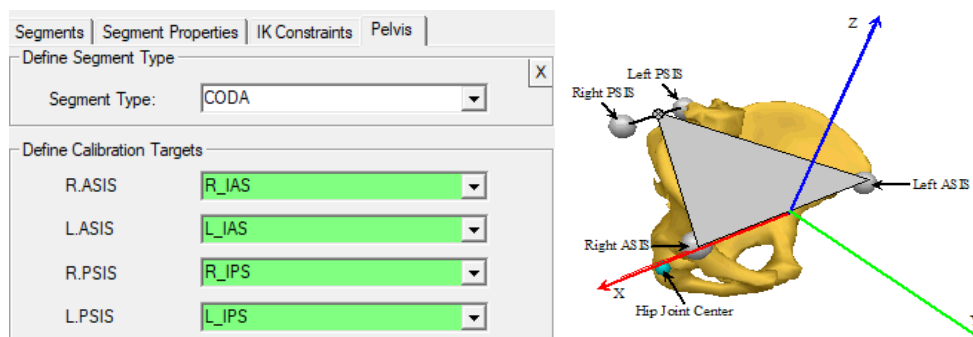


Figura 4.19: Posicionament i orientació de la pelvis tipus CODA

Per a aquest projecte s'ha utilitzat el posicionament i orientació de la pelvis segons el mètode CODA.

La resta de segments es posicionarien i orientarien seguint el mateix procés que amb la pelvis de tipus *V3D\_composite*, definint les articulacions proximals, les articulacions distals i els marcadors de seguiment, fins a obtenir el resultat que es mostra a la Figura 4.20. Per a aquest projecte no es necessari definir ni el crani ni les mans ja que no portaven cap marcador i Visual3D no permet definir cap segment que no en porti.

Així doncs, la principal diferència amb l'escalat de l'OpenSim és que amb el Visual3D els marcadors determinen directament els punts anatòmics del model i s'utilitzen per a orientar i posicionar els segments. En Visual3D l'origen de coordenades i centres de rotació es defineixen segons unes certes proporcions en funció de les posicions d'aquests punts anatòmics. Aquestes proporcions es poden trobar a l'apartat "Segments" <sup>28</sup> de la pàgina web de Visual 3D. Els moments d'inèrcia dels segments es calculen a partir de la massa del segment, el radi proximal i distal i la geometria del segment. Tots els segments que es defineixen a Visual 3D es tracten com a objectes geomètrics i les equacions d'inèrcia que els defineixen es troben a l'apartat "Segment Inertia" <sup>29</sup> de la pàgina web de Visual 3D.



Figura 4.20: Segments del model posicionats i orientats mitjançant Visual3D

#### 4.2.3.2. Definició de les articulacions i de les cadenes cinemàtiques

Les articulacions són unions entre dos o més ossos, com es veu a la Figura 4.21. Moltes d'aquestes articulacions són mòbils i permeten el moviment dels ossos, però també poden presentar certes restriccions. Per exemple, articulacions de tipus “ball-and-socket”, com la pelvis o les espatlles, presenten sis graus de llibertat (moviments en X-Y-Z i rotacions en X-Y-Z), però articulacions de tipus “hinge” (articulació simple), com genolls o colzes, només presenten un grau de llibertat (rotacions que permeten els moviments d'extensió i flexió del genoll o colze).

Ara bé, a Visual3D el terme “joint”<sup>30</sup> fa referència a una connexió entre dos segments de proximitat i, a diferència de la descripció anatòmica d'un “joint”, no implica cap restricció de moviments. Visual3D utilitza un algorisme senzill per a crear aquestes connexions:

- Valor 1 – Càlcul de la distància entre l'extrem proximal d'un segment i l'extrem distal de l'altre segment. Per exemple, la distància entre l'extrem distal de la pelvis i l'extrem proximal del fèmur.
- Valor 2 – Comparació del radi de l'extrem proximal i el radi de l'extrem distal i determinació de quin és més gran
- Si Valor 1 < Valor 2 llavors es crea una articulació

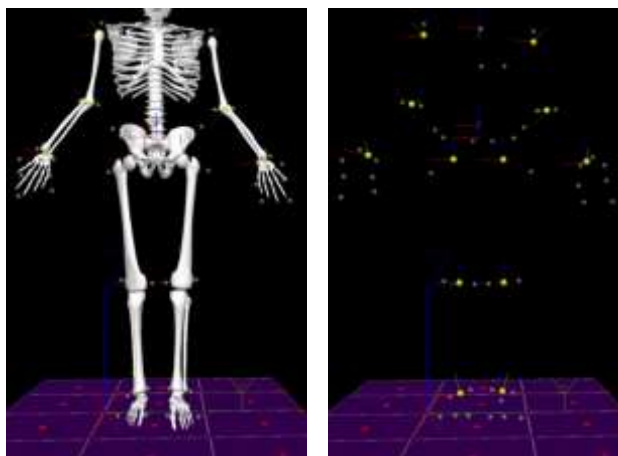


Figura 4.21.a (esquerra): Model esquelètic d'exemple i Figura 4.21.b (dreta): Joints calculats i creats pel Visual3D (en groc)

Les restriccions de moviment i rotació de cada segment es defineixen a partir del que es coneix a Visual3D com a “IK Chains”<sup>31</sup> (cadenes cinemàtiques inverses). Hi ha un aspecte important

a tenir en compte i es que si un segment no està definit llavors no es poden crear les seves “chains” o restriccions.

Totes aquestes cadenes han de començar amb un “root segment” o segment arrel que, com a característica principal, tenen el laboratori com a segment pare. És a dir, les coordenades d'aquest segment arrel es defineixen en funció de la posició i orientació relativa del sòlid respecte del laboratori. El segment que normalment actua com a segment arrel és la pelvis, com es veu a la Figura 4.22.

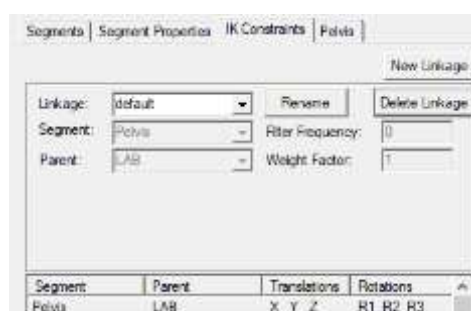


Figura 4.22: Procés de creació de IK chains, començant per la pelvis com a segment arrel

Les restriccions imposades als segments es poden entendre com a limitacions de moviments i rotacions que tenen els segments respecte els seus segment-pare.

#### 4.2.3.3. Visualització de les dades

Una vegada s'han creat els diversos segments del model i s'ha definit les articulacions (i les restriccions de translació i rotació adjacents) pel projecte cal enllaçar aquest model amb les captures de dades cinemàtiques. Per a fer-ho s'hau d'entrar a la pestanya “Signals and Events” del terminal de treball del Visual3D i, des d'aquest menú, s'utilitza l'eina “Assign Model to Motion Files”<sup>32</sup>. A continuació només cal seleccionar el model creat i la captura de dades cinemàtica que interessa enllaçar, com es veu a les Figures 4.23.a i 4.23.b.

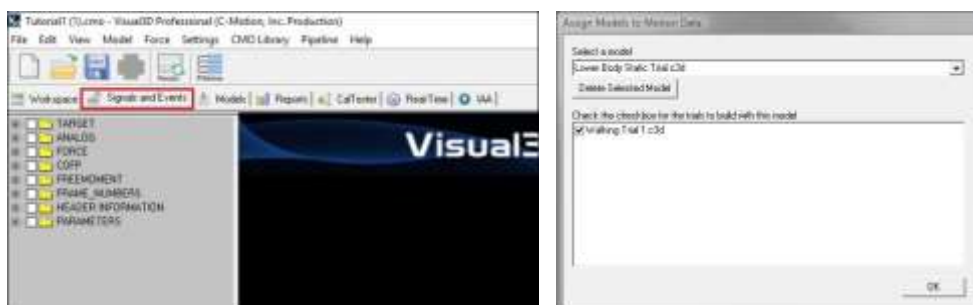


Figura 4.23.a (esquerra): Pestanya de “Signals and Events” i Figura 4.23.b (dreta): Eina “Assigns Model to Motion Files”



Les dades que s’obtenen com a resultat d’assignar un fitxer de dades al model es mostren a la mateixa pestanya de “Signals and Events” del terminal de treball del Visual3D. Els resultats es troben a les carpetes que hi ha a la part esquerra. En concret, les dades de moviment dels marcadors es troben a la carpeta “Target”, com s’observa a la Figura 4.24.

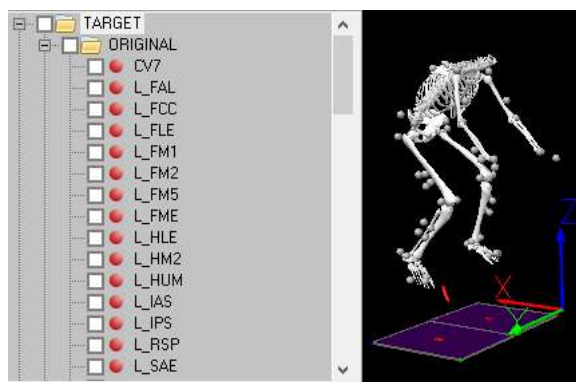


Figura 4.24: Dades de posició dels marcadors calculades amb l’ajut del nostre model

A partir d’aquí només cal accedir a qualsevol dels marcadors i es mostrarà una taula de cel·les, com es veu a la Figura 4.25.a, amb la posició dels marcadors en els eixos X-Y-Z, la fiabilitat de cada marcador i el “frame” on es troba. A més hi ha l’opció de veure aquestes dades en un gràfic amb les trajectòries, com pot veure a la Figura 4.25.b.

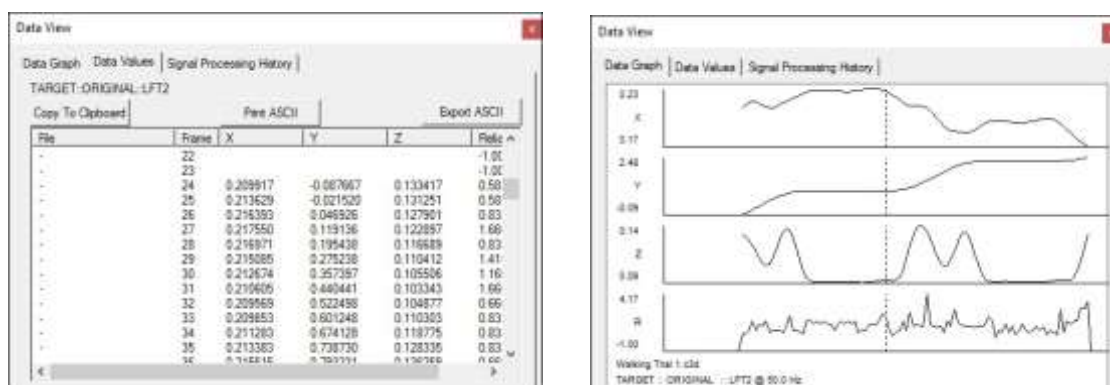


Figura 4.25.a (esquerra): Exemple de la informació calculada per a un marcador i Figura 4.25.b (dreta): Exemple dels resultats en forma de gràfic mitjançant Visual3D

#### 4.2.3.4. Càlcul de les coordenades articulars

Un dels grans avantatges de Visual3D és que fent ús de l'eina “*Compute Model-Based Data*”<sup>33</sup> es poden obtenir tots els angles i rotacions d'interès per a aquest projecte. El procediment a seguir amb aquesta eina és bastant fàcil:

1. Escriure el nom adient per a la dada que es vol calcular, tot indicant quin segment és, si es el segment dret o esquerre i el tipus de dada que es calcula (angles, moments, forces).
2. Selecció del tipus de dada a calcular al desplegable “*Model Based Item Properties*”
3. Selecció d'un segment de referència i el segment complementari que forma l'articulació que es vol estudiar.
4. Selecció de la seqüència Cardan, que indica l'ordre en què es calculen les rotacions. L'ordre de la seqüència influeix en el resultat i el més utilitzat és X-Y-Z, que correspon a flexió/extensió – abducció/adducció – rotació interna/externa.

Per exemple, si es volgués estudiar l'angle del genoll dret s'hauria de seleccionar el segment “*L\_Thigh*” com a referència i el segment “*L\_Shank*” com a segment complementari, de manera que quedi segons la Figura 4.26.

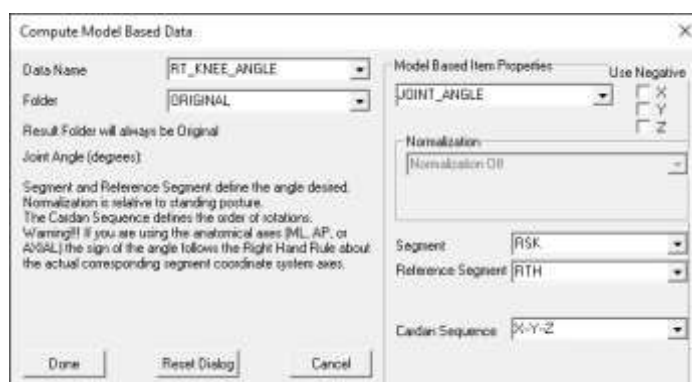


Figura 4.26: Exemple del càlcul de l'angle del genoll dret mitjançant l'eina *Compute Model-Based Data*

Els resultats obtinguts mitjançant l'eina “*Compute Model-Based Data*” es troben a la pestanya “*Signals and Events*” del terminal de treball del Visual3D dins la carpeta “*Link\_Model\_Based*” i es poden visualitzar i treballar de manera anàloga a l'explicada a l'apartat 4.2.3.3 d'aquest projecte.

#### 4.2.4. Matlab

En aquest projecte també es fa ús del programari Matlab tant per a l’anàlisi de les dades d’OpenSim i representació dels resultats obtinguts tant de Matlab com amb Visual 3D. És convenient que tots els fitxers de resultats tinguin el mateix format per a simplificar la feina de Matlab. Totes les línies de comanda redactades es trobaran a l’Annex X.

Tant OpenSim com Visual3D exporten els fitxers de resultats amb un format propi. Es per això que, per tal de poder treballar millor amb totes les dades, es decideix en aquest projecte convertir tots els fitxers a formats que pugui llegir OpenSim i Matlab. Mitjançant la funció de Matlab “*c3dExport.m*” es poden carregar els fitxers C3D i convertir-los en formats *.trc* i *.mot* de OpenSim.

Per poder llegir els fitxers OpenSim a Matlab s’utilitza una funció anomenada “*read\_trcFile.m*”, que és un codi MATLAB per llegir fitxers ASCII estructurats en columnes. La funció importa tota la informació del fitxers *.trc* i crea a Matlab un vector estructurat amb la mateixa disposició d’elements que el propi fitxer *.trc*, tal i com es veu a la Figura 4.27.

Field	Value
PathFileType	4'
FileName	D:\Gif\Collaboration...
DataRate	300
CameraRate	300
NumFrames	1301
NumMarkers	94
Units	'mm'
OrigDataRate	300
OrigDataStartFrame	0
OrigNumFrames	1301
MarkerList	1x53 cell
Data	1301x164 double

Figura 4.27: Exemple del vector creat amb la funció *read\_trcFile.m*

Per tal de llegir els fitxers *.mot* es pot utilitzar la comanda del MATLAB “*importdata(FileName)*”. El resultat és el mateix que “*read\_trcFile.m*”, es carreguen les dades del fitxer, però més simplificat, com es veu a la Figura 4.28.

Field	Value
data	1301x38 double
textdata	9x38 cell
colheaders	1x38 cell

Figura 4.28: Exemple del vector creat amb la comanda *importdata(FileName)*

També es fa ús del programa creat “*Batch\_Processing*” per a realitzar els càlculs de *Inverse Kinematics* de OpenSim mitjançant la interfície de Matlab, d’aquesta manera es permet agilitzar el càlcul i automatitzar-lo per a que es faci la cinemàtica inversa de cada captura dinàmica de cada subjecte amb tots els models esquelètics creats. Com es veu a l’Annex X del treball, previ a determinar qualsevol combinació de models i subjectes s’ha de determinar un fitxer *Setup\_IK.xml*, el qual actua com a fitxer base. A continuació, de manera personalitzada s’han de programar les combinatòries que es vol analitzar (Figura 4.29), tot indicant la carpeta i el fitxer *.trc* amb les trajectòries dels marcadors utilitzats, la carpeta i fitxer *.osim* que determina el model esquelètic creat, la durada de la captura de dades i el nom del fitxer resultant. Addicionalment es pot indicar que s’exporti un fitxer *.mot* amb l’error quadràtic, l’error dels marcadors (RMS) i l’error del marcador màxim per a tots els espais temporals (“frames”).

```
name_IK_Setup='Setup_IK.xml':
Setup_IK_folder=char("C:\Users\sergi\OneDrive\Escritorio\TFW\CapturaBici_

%Subl_Castl_Gen
xmlSetupIK_Subl_Castl_Gen=xml_read([Setup_IK_folder '\ ' name_IK_Setup]);
xmlSetupIK_Subl_Castl_Gen.InverseKinematicsTool.marker_file='C:\Users\ser
xmlSetupIK_Subl_Castl_Gen.InverseKinematicsTool.model_file='C:\Users\serg
xmlSetupIK_Subl_Castl_Gen.InverseKinematicsTool.time_range= [0,4.33333];
xmlSetupIK_Subl_Castl_Gen.InverseKinematicsTool.output_motion_file='Resul
xmlSetupIK_Subl_Castl_Gen.InverseKinematicsTool.report_marker_locations='
xmlSetupIK_Subl_Castl_Gen.InverseKinematicsTool.report_errors='true':
xmlSetupIK_Subl_Castl_Gen.InverseKinematicsTool.results_directory='C:\New
```

Figura 4.29: Exemple de les dades requerides pel programa “*Batch\_Processing.m*”

També es farà ús d’una funció anomenada “*PlotData\_byCycles.m*” (Figura 4.30) que, mitjançant les dades importades dels fitxers *.trc* i *.mot*, es pot representar pedalada a pedalada les dades d’interès. És una funció molt versàtil i permet modificar les dades que es poden observar i la manera en que s’observen.

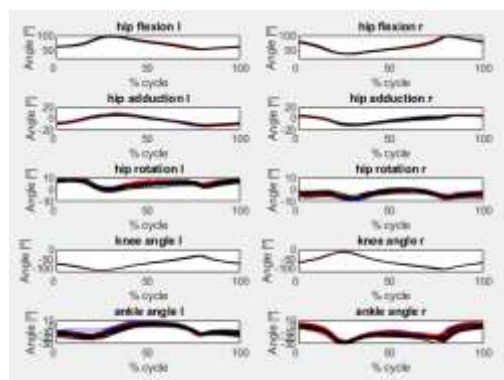


Figura 4.30: Exemple del resultat de la funció *PlotData\_byCycles*

### 4.3. Models esquelètics

Un dels objectius del projecte es el desenvolupament i creació de tres models esquelètics amb els dos *softwares* utilitzats. La diferència entre aquests tres models són els graus de llibertat que presenten els segments que els formen. Els tres models que es pretenen desenvolupar són:

- Model amb 6 graus de llibertat per articulació (6GdL)
- Model on es restringeixen les translacions a les articulacions (3GdL)
- Model d'esquelet humà amb les articulacions definides com el model genèric de l'OpenSim.

Ara bé, què són els graus de llibertat? En l'enginyeria s'entén que un cos aïllat a l'espai té la capacitat de desplaçar-se lliurement en un moviment que es compona de tres translacions i tres rotacions, dotant al cos de 6 "graus de llibertat". Tots aquests moviments es tenen en compte des d'uns certs eixos a l'espai.

En aquest projecte els cossos estan enllaçats mitjançant articulacions o parells cinemàtics, cosa que pot provocar que certs dels moviments anteriorment esmentats desapareguin. S'entenen doncs els moviments possibles restants com a graus de llibertat.

En el model genèric de l'OpenSim utilitzat es troben un total de 11 articulacions que presenten restriccions cinemàtiques. Aquestes articulacions són la pelvis i, tant per les extremitats dretes i esquerres, els malucs, els genolls, els turmells, el subtalar i els metacarpians.

A Visual3D es troben un total de 7 segments que poden presentar restriccions cinemàtiques. Aquests segments són la pelvis i, tant per les extremitats dretes i esquerres, els malucs, les cames i els peus.

La finalitat de crear aquests models esquelètics es la de comparar els resultats obtinguts tant amb OpenSim com amb Visual3D quan s'optimitzen aquests models.

#### 4.3.1. Model amb 6GdL

Calen un mínim de tres marcadors sobre la superfície del segment per a monitoritzar el seu moviment i determinar la seva posició i orientació a l'espai per a cada interval de temps. Sense

tenir en compte les restriccions a les articulacions, aquest procediment fa referència a un model de 6 graus de llibertat.

Les bases d'aquest model van sorgir de l'article de Capello et al (1997) <sup>34</sup>, on es presenta una manera de reduir els errors que afecten l'estimació de la trajectòria dels marcadors anatòmics.

Ara bé, cal tenir clar que OpenSim i Visual3D realitzen la cinemàtica inversa d'aquest model de dues maneres completament diferents. Com s'ha explicat anteriorment, OpenSim optimitza tots els models de la mateixa manera. Es resol un problema de mínims quadrats ponderats de manera que es minimitzi l'error dels marcadors per a reconstruir posteriorment les trajectòries. Aquest procediment de mínims quadrats es tracta més en detall a l'apartat 4.3.2 d'aquest projecte. Per altre costat, Visual3D segueix el procediment proposat per Capello a l'article mencionat amb anterioritat.

El concepte principal de l'article és l'ús d'interpolacions lineals per a expressar el moviment relatiu de marcadors anatòmics respecte de clústers i la variació de la forma del clúster durant tot l'espai temporal. El procediment proposat a l'article és el següent:

1. *Double static calibration*. Es prenen dues captures estàtiques de calibració, una amb la màxima extensió de la pelvis i el genoll (F) i una amb la màxima flexió de la pelvis i el genoll (E), segons la figura 4.31. D'aquesta manera es poden obtenir la posició i geometria dels clústers de marcadors i les posicions dels marcadors anatòmics.

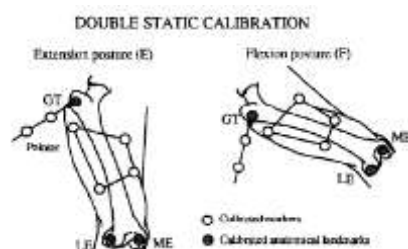


Figura 4.31: Double Static Calibration segons l'article de Capello et al

2. *Time-varying model and calibration parameters*. La transformació rígida òptima entre els clústers de marcadors en les dues postures anteriorment mencionades s'estima amb una rutina "Single Value Decomposition" (SVD). Aquesta rutina s'aplica a les dades de la postura (F), de manera que totes dues postures coincideixen en el mateix espai temporal i el centroides dels clústers coincideix, utilitzant la postura (E) com a

referència, segons es veu a la Figura 4.32. La rutina “Single Value Decomposition” (SVD) d’una matriu A consisteix en la factorització d’aquesta matriu A en un producte de tres matrius de la següent manera:  $A = U * D * V^T$  on les columnes de U i V són ortonormals i la matriu D es diagonal amb entrades reals positives.

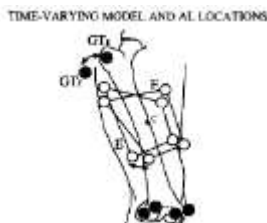


Figura 4.32: Clústers i marcadors anatòmics d’ambdues configuracions (E i F) en la postura de referència (E)

3. *Bone pose estimation.* El moviment del segment és estimat a partir de les trajectòries dels clústers de marcadors i utilitzant el model variant en el temps i els paràmetres de calibració segons la Figura 4.33. Es tenen els instants de referència ( $t_E$  i  $t_F$ ), que corresponen a les dues postures de calibratge i dels quals se’n coneix la seva configuració espacial, angles articulars, etc. i es troben els instants  $t$ , on es calcula:
  - a. La configuració del clúster de marcadors i els paràmetres de calibratge es calculen mitjançant interpolació lineal entre els instants de referència.
  - b. La transformació rígida òptima entre els clústers dels instants de referència. La configuració del clúster en un moment  $t$  s’estima mitjançant una rutina SVD.
  - c. La rutina SVD s’aplica als marcadors anatòmics, de manera que es reconstrueixen les seves trajectòries.
  - d. La posició i orientació del segment es calcula mitjançant una SVD.

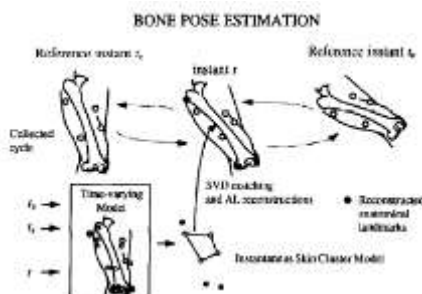


Figura 4.33: Reconstrucció de la posició i orientació d’un segment en el temps

### 4.3.2. Model restringint translacions (3GdL)

Una alternativa a l'ús dels 6 graus de llibertat per articulació és la definició d'articulacions i l'especificació de les seves propietats. A l'article de Lu & O'Connor (1999)<sup>35</sup> es descriu un mètode anomenat "*global optimization method*" (GOM) on restriccions fisiològicament reals a les articulacions es poden afegir. Tant Visual 3D com OpenSim fan ús d'aquest mètode, amb la distinció de que a Visual 3D només es fa servir per a models en que no hi ha 6 graus de llibertat per articulació i que a OpenSim s'utilitza per a tot tipus de models. Segons l'article, el GOM es basa en la cerca d'una posició òptima del model per a cada instant temporal de manera que les diferències entre les coordenades de marcadors mesurades i determinades en el model són mínimes. Es considera els errors de mesura en el sistema i es proporciona un mecanisme per a compensar els errors entre segments. La principal funció [4.2] a minimitzar que defineix aquest mètode és la següent:

$$f(\xi) = [P - P'(\xi)]^T W [P - P'(\xi)] \quad [4.2]$$

on  $\xi = [\xi_0, \xi_1, \dots, \xi_r]^T$  són unes coordenades generalitzades que descriuen la posició i orientació d'un model de " $n$ " cadenes d'enllaç i " $r$ " graus de llibertat,  $P_i = [P_1, P_2, \dots, P_n]_i$  són vectors de posició dels marcadors per a un segment " $i$ " i  $W$  es una matriu diagonal generalitzada de pesos que va de 0 a  $n$ .  $W_i$  es una matriu diagonal quadrada de tipus  $(3m_i \times 3m_i)$  de pesos ponderats, assignada al segment  $i$ , i que mostra la distribució d'error entre  $m$  marcadors. Aquesta es pot definir com a  $W_i = \frac{1}{e_i} I$ , on  $e_i$  es l'error residual d'un segment  $i$ .

A l'article de van den Bogert & Su (2008)<sup>36</sup> continuen amb la feina de Lu & O'Connor, on es descriu un GOM basat en la configuració d'un model en que el set de coordenades són generalitzades. A l'article de Menard et al.<sup>37</sup> es troba un exemple de l'ús del mètode de "*global optimization*".

El problema de optimització general resultant es un problema de programació no lineal que s'ha de resoldre utilitzant mètodes d'optimització iterativa, com els mètodes "*Levenberg-Marquardt*", "*Quasi-Newton*" o "*Simulated Annealing*".



### 4.3.3. Model d'esquelet humà

El model d'esquelet humà té les seves bases en les restriccions que imposen l'anatomia de les articulacions<sup>38 39</sup>. En el cos humà es troben tres tipus d'articulacions:

- Fibroses o sinartrodials. Aquest tipus d'articulacions s'uneixen mitjançant lligaments i solen ser immòbils, com les articulacions que mantenen el crani unit o bé les articulacions que mantenen les dents unides a la mandíbula.
- Cartilaginoses. Aquest tipus d'articulacions s'uneixen mitjançant cartílag i solen ser parcialment mòbils, com l'espai entre les vèrtebres.
- Sinovials o diartrosi. Aquest tipus d'articulacions es componen d'una càpsula sinovial cartilaginosa que rodeja l'articulació, una membrana sinovial que secreta líquid sinovial, el qual lubrica l'articulació, i cartílag hialí que mitiga els ossos articulars. Aquest tipus d'articulació són totalment mòbils.

Les articulacions que es tenen en compte en el projecte per a desenvolupar el model d'esquelet humà són les sinovials. Depenent del tipus que siguin aquestes articulacions tenen una certa restricció de moviment o una altra:

- Articulacions “*ball-and-socket*” (ròtula esfèrica). Per exemple les articulacions de les espatlles o els malucs. Permeten moviments de flexió/extensió, abducció/adducció i rotacions internes/externes. Tenen tres graus de llibertat.
- Articulacions “*hinge*” (articulacions simples). Per exemple les articulacions dels dits, genolls o colzes. Permeten moviments de flexió i extensió. Tenen un únic grau de llibertat.
- Articulacions “*pivot*”. Per exemple l'articulació entre les vèrtebres cervicals C1 (Atlas) i la C2 (Axis). Permeten moviments de rotació d'un os al voltant de l'altre. Tenen un únic grau de llibertat.
- Articulacions “*condyloid*”. Per exemple el canell o l'articulació MCP (*metacarpophalangeal joint*). Permeten moviments de flexió/extensió, abducció/adducció i circumducció. Tenen tres graus de llibertat.

- Articulacions “*saddle*”. Per exemple l’articulació CMC (*carpometacarpal joint*). Permeten moviments de flexió/extensió, abducció/adducció i circumducció. Tenen tres graus de llibertat.



**Figura 4.34** : Tipus d'articulació sinovial. D'esquerra a dreta: ball-and-socket, hinge, pivot, condyloid i saddle



## 5. Anàlisi de resultats

Mitjançant les eines mencionades anteriorment en aquest projecte s'obtenen els resultats de la cinemàtica inversa tant amb Visual3D com amb OpenSim. Aquests resultats es divideixen segons subjecte, model esquelètic (model "general" o d'esquelet segons les restriccions anatòmiques de les articulacions, un model de 6 graus de llibertat per a cada articulació i un model de 3 graus de llibertat a cada articulació) i model de marcadors (model general de 52 marcadors (*All Markers-AM*), un model de marcadors en que es tenen en compte els clústers només (*Clusters -C*) i un model simple de 4 marcadors). Per analitzar les dades obtingudes mitjançant OpenSim i Visual3D s'ha seguit la següent metodologia (per a cada angle articular d'interès):

1. Separació dels vectors de dades en cicles per a permetre un anàlisi uniforme de les dades.
2. Interpolació de dades. Els vectors de dades s'interpolen per a que tots tinguin la mateixa llargada. D'aquesta manera es poden representar els resultats en funció del % del cicle.
3. Unió de les dades interpolades en un sol vector per a cada subjecte, ja que les condicions de captura de dades eren invariables en el temps per un mateix subjecte.
4. Filtratge de la senyal. Totes aquelles dades en un mateix cicle que presentessin una forma no realista o fora del rang d'error es filtren per a evitar que influeixi en els resultats.
5. Càlcul de mitjana i desviació estàndard. Una vegada s'han filtrat les dades i es consideren "netes", es calcula la mitjana i desviació estàndard de tots els cicles per a un mateix moviment articular, subjecte, model esquelètic i model de marcadors. D'aquesta manera es pot representar un resultat generalitzat i clar.
6. Càlcul de la mitjana quadràtica (root mean square error - RMS). Una vegada s'han realitzat les indicacions anteriors es calcula el valor RMS de la diferència de la mitjana dels cicles de cada moviment articular. S'agafa un model de referència i es calculen els valors RMS de les diferències entre els angles dels segons l'expressió 5.1:

$$Diff.RMS = RMS (Angle_{referència} - Angle_i) \quad [5.1]$$

7. Representació de les dades en gràfiques.

El procediment anterior s'aplica a tots els models esquelètics i de marcadors mencionats anteriorment en el treball menys en el model simple de 4 Marcadors. Els resultats d'angles

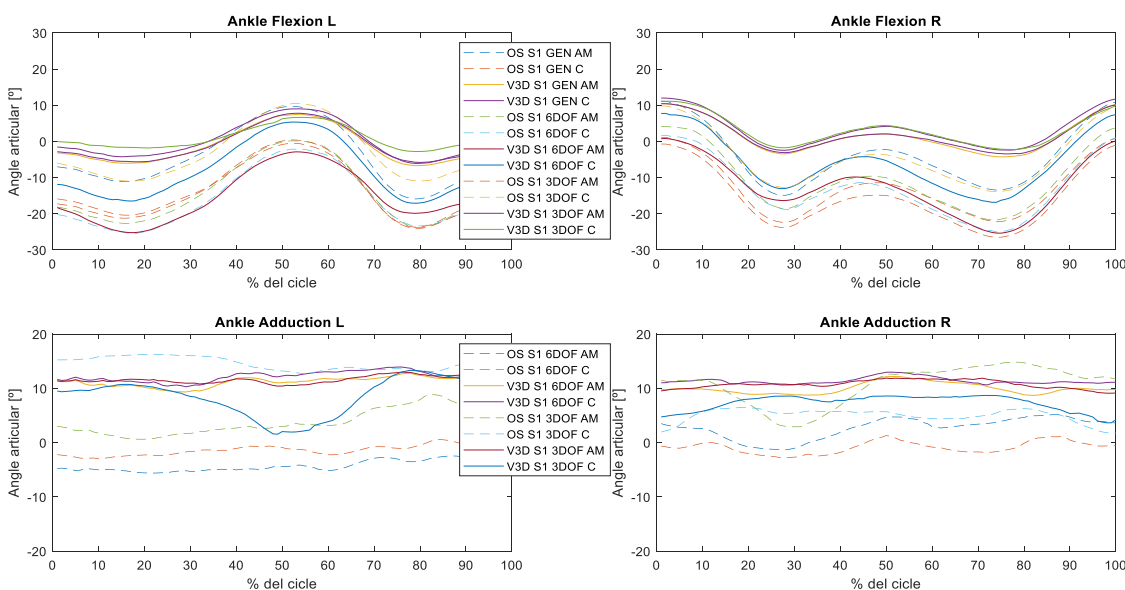
articulats per aquest model s’obtenen segons l’expressió 5.2. Aquest càlculs es realitzen només pel pla sagital dels subjectes, doncs en aquest cas es parteix de només dos marcadors per sòlid.

$$\alpha = \cos^{-1}\left(\frac{\vec{A} \cdot \vec{B}}{|\vec{A}| \cdot |\vec{B}|}\right) \quad [ 5.2]$$

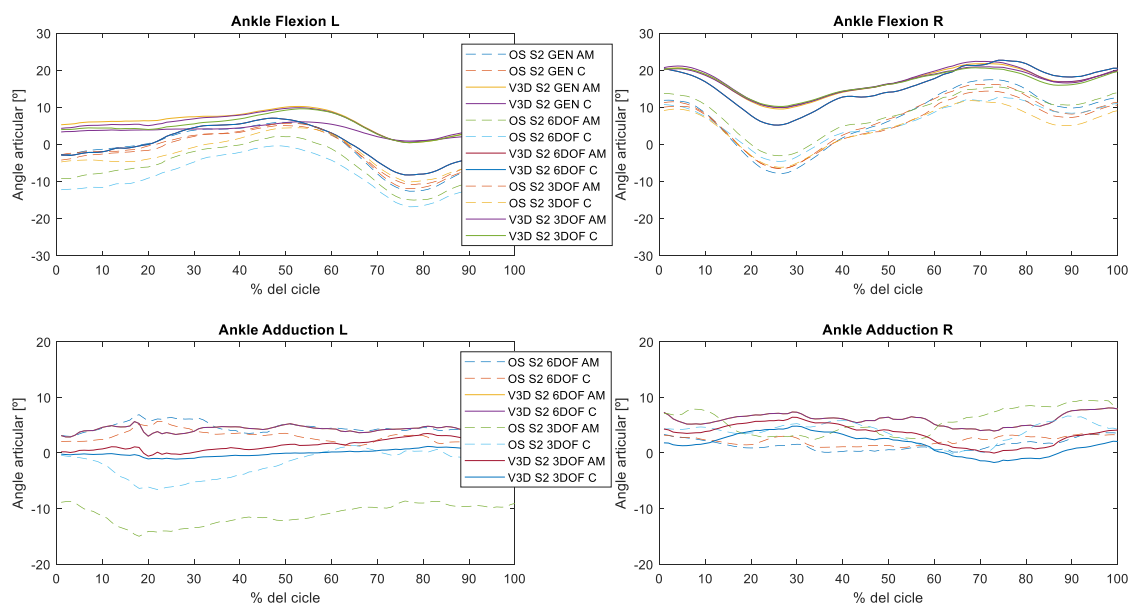
### 5.1. Turmell

Com es veu a les Figures 5.1, els angles de flexió / extensió segueixen un patró característic per a cada subjecte, el qual depèn del seu entrenament i la seva tècnica alhora de pedalejar. El primer subjecte (*Ankle Flexion Right*, Figura 5.1) comença i acaba els cicles amb un període de flexió (preparació per a impulsar la pedalada), mentre que a partir d’un 10% del cicle a es troba un període d’extensió que dura fins un 75% del cicle (impuls de la pedalada i recuperació del pedal des del punt més inferior fins al punt més superior). Es pot veure que enmig del cicle d’extensió hi ha un moment que flexiona el turmell lleugerament (dorsiflexió), aquest fet es produeix quan el subjecte recupera el pedal en el punt més baix. Pel que fa al segon subjecte també comença i acaba els cicles amb un període de flexió però aquest és mes llarg, comprnent també la recuperació del pedal. Només fa un moviment d’extensió en el període d’impulsió. Pel que fa als angles d’adducció / abducció són bastant constants durant tot el cicle en tots dos subjectes.

#### Subjecte 1



## Subjecte 2



**Figura 5.1.:** Angles del turmell del Subjecte 1 (dalt) i del Subjecte 2 (baix) [angle de flexió positiu = dorsiflexió, angle de flexió negatiu = flexió plantar]

Els resultats calculats amb el model d'esquelet (restriccions segons anatomia de les articulacions) i utilitzant el model de tots els marcadors normalment presenten valors d'angles de flexió/extensió majors segons s'observa a les Figures 5.1 (com s'observa a les Taules 5.1 i 5.2, els valors RMS de les diferències dels angles en que s'utilitza un model d'esquelet son més baixos) tant en Visual3D i OpenSim que no pas utilitzant el model de només clústers, on els valors calculats de flexió/extensió amb l'OpenSim són menors. Pel que fa als resultats calculats amb el model de 6 graus de llibertat per articulació, tant en OpenSim com en Visual3D (ja sigui utilitzant un model de tots els marcadors o només clústers), són bastant semblants però amb angles de flexió/extensió menors que no pas en el model anterior segons s'observa a les Figures 5.1 (com s'observa a les Taules 5.1 i 5.2, els valors RMS de les diferències dels angles en que s'utilitza un model de 6 graus de llibertat per articulació son més alts, indicant més diferència amb el model de referència). Finalment, pel que fa als resultats obtinguts amb el model de 3 graus de llibertat per articulació són propers als obtinguts amb el model general i presenta les mateixes característiques, essent els resultats calculats en OpenSim i fent ús d'un model de clústers menors que els altres. Els angles d'adducció / abducció com s'ha dit anteriorment segueixen un patró pla, però hi ha una gran diferència entre els resultats obtinguts amb OpenSim i els obtinguts amb Visual3D. Els valors en Visual 3D (tant per a 6 graus de llibertat com a 3 graus de llibertat per articulació, utilitzant el model de tots els

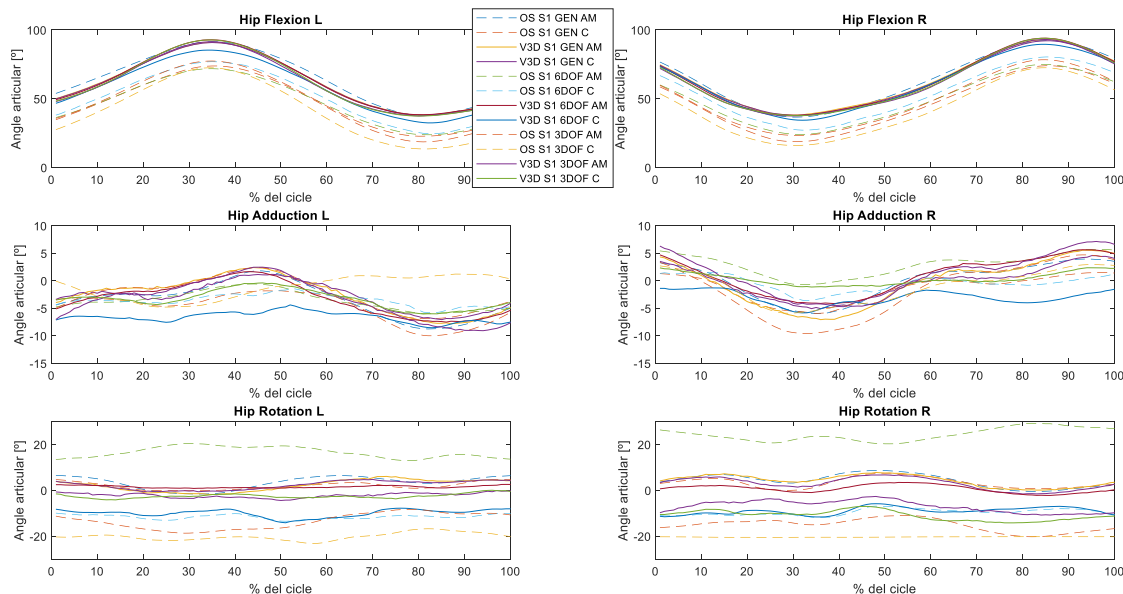
marcadors o només clústers) són semblants i es troben al voltant dels 10 graus tant al turmell dret com a l'esquerre. Utilitzant l'OpenSim però els resultats són més diferents. Pel que fa al model de 6 graus de llibertat per articulació, els resultats dels angles no varien gaire entre l'ús del model de tots els marcadors o el model de clústers (com s'observa a les Taules 5.1 i 5.2, els valors RMS de les diferències dels angles en que s'utilitza un model de 6 graus de llibertat per articulació en OpenSim són més alts que en Visual3D, però les diferències entre l'ús de tots els marcadors o només clústers no són gaire grans); Però pel model de 3 graus de llibertat per articulació si que hi ha grans diferències entre l'ús del model de tots els marcadors i l'ús del model de només clústers (els valors RMS del model de 3 graus de llibertat per a cada articulació en que s'utilitzen només clústers són més baixos que no pas els valors RMS en que s'utilitzen tots els marcadors, segons s'observa a les Taules 5.1 i 5.2).

Pel segon subjecte es repeteix la mateixa tendència que en el primer. Els resultats de flexió / extensió dels models general i de 3 graus de llibertat per articulació son més semblants i presenten resultats més grans que no el model de 6 graus de llibertat per articulació. De la mateixa manera, hi ha diferències entre l'ús dels models de tots els marcadors o de clústers en alguns dels càlculs d'OpenSim.

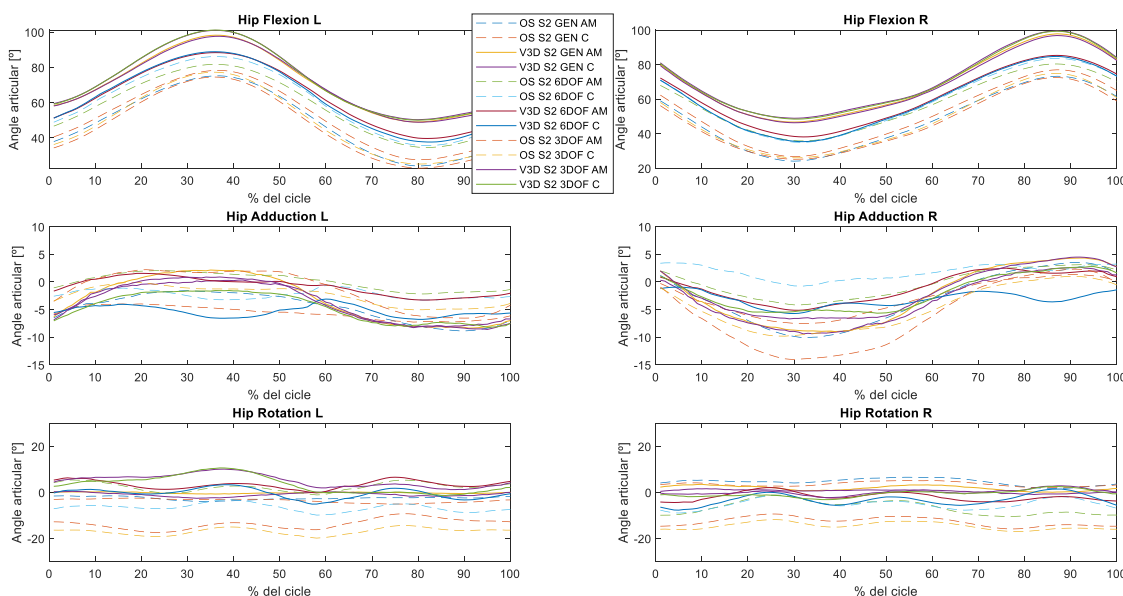
## 5.2. Maluc

Com es veu a les Figures 5.2, els angles de flexió / extensió del maluc presenten una forma d'ona sinusoidal en tots dos subjectes. Si s'analitza el primer subjecte (*Hip Flexion L*) s'observen dos períodes diferenciats, un primer d'extensió (fins el 30-35% del cicle) seguit per un de flexió (fins el 80% del cicle) i torna a començar. Al membre contrari aquest fet es troba desfasat mig cicle, començant per una flexió i continuant amb una extensió. Pel que fa als angles d'adducció / abducció de tots dos subjectes també són semblants. En els períodes d'extensió es troba un període d'abducció i, anàlogament, en períodes de flexió s'observa un període d'adducció. Pel que fa als angles de rotació són bastant semblants i presenten una tendència constant en tots dos subjectes.

**Subjecte 1**



**Subjecte 2**



**Figura 5.2.:** Angles de la pelvis del Subjecte 1 (dalt) i del Subjecte 2 (baix)

No hi ha gran diferència pel que fa al primer subjecte entre els resultats obtinguts amb els diferents models esquelètics i els models de marcadors. La principal distinció es troba en el software que ha calculat aquests angles. A la figura es s’observa una tendència clara en els angles de flexió / extensió calculats amb Visual3D, ja que són més grans que els angles calculats amb OpenSim. La diferència apreciable gràficament entre els dos software és d’uns



10 graus (pel que fa numèricament, segons s'observa a les Taules 5.1 i 5.2 la mitjana dels valors RSM dels angles calculats amb Visual3D de tots dos subjectes és de 2.9 graus, mentre que a OpenSim es de 15.75 graus, de manera que la diferència entre els dos software és de casi 13 graus). Pel que fa als angles calculats de flexió / extensió del segon subjecte, s'observa una particularitat; tots els resultats calculats en Visual 3D menys en aquells on es fa ús del model de 6 graus de llibertat per articulació comencen al voltant dels 80 graus al principi de cicle al maluc dret i 60 graus al maluc esquerre. Passa el mateix amb els resultats calculats amb OpenSim, tots els angles comencen al voltant dels 60 graus al principi del cicle al maluc dret i 40 graus al maluc esquerre, mentre que els resultats calculats fent ús del model de 6 graus de llibertat per articulació es troben per sobre.

Pel que fa als angles d'adducció / abducció, tots dos subjectes segueixen el mateix perfil. Els resultats obtinguts pel primer subjecte, utilitzant totes les combinacions de models esquelètics i de marcadors són semblants i es concentren en una mateixa tendència constant, que parteixen en la seva majoria dels -5 graus i presenten una forma semblant a una sinusoidal. Els resultats del segon dels subjectes també presenten una forma d'ona sinusoidal, però hi ha una major dispersió. Els resultats calculats on es fa ús del model de 6 graus de llibertat per articulació solen presentar valors d'angles més elevats que els altres models en el maluc esquerre, mentre que els resultats del maluc dret sembla que presenten una dispersió menor.

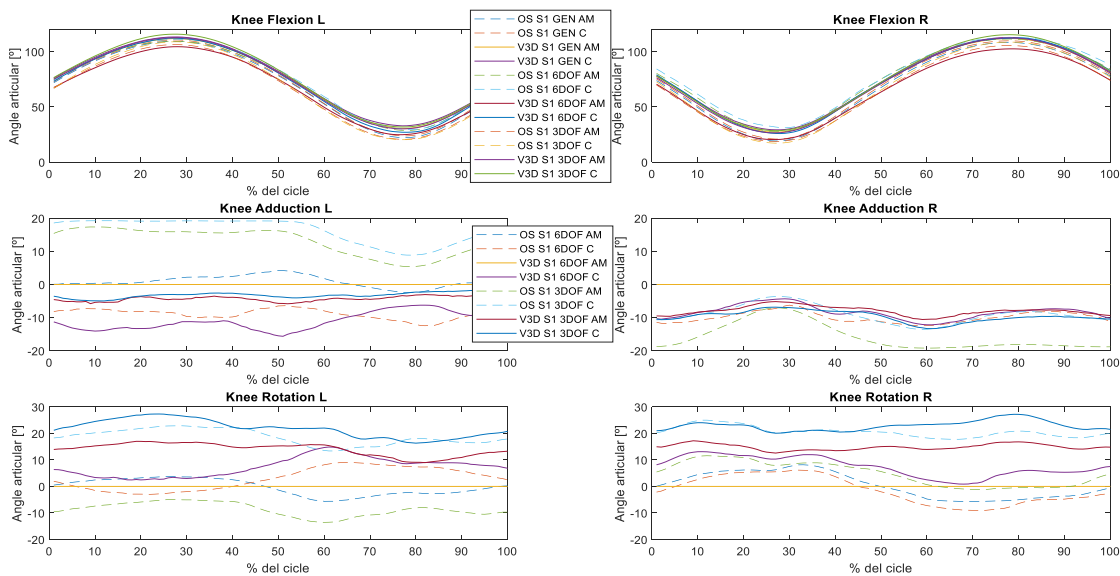
Pel que fa als angles de rotació interna / externa del maluc es pot dir que hi ha gaire variabilitat però sí diferència en els resultats segons el model. L'únic patró que segueix és que els resultats calculats amb Visual3D són més propers i es troben al voltant del 0, mentre que els resultats calculats amb OpenSim varien més els uns dels altres. Pels dos subjectes s'observa que aquest patró es segueix repetint.

### **5.3. Genoll**

Com s'observa a les Figures 5.3, els angles de flexió / extensió de la pelvis presenten una forma d'ona sinusoidal en tots dos subjectes. Si s'analitza el primer subjecte (*Knee Flexion L*) s'observen dos períodes diferenciats, com en el cas del maluc, un primer d'extensió (fins el 25-30% del cicle) seguit per un de flexió (fins el 80% del cicle). Pel que fa als angles d'adducció / abducció i de rotació interna /externa de tots dos subjectes hi ha molta dispersió entre els

resultats on es fa ús dels diferents models i només hi ha clara una tendència constant. Idealment tots dos parells d'angles haurien de presentar valors molt propers al zero.

### Subjecte 1



### Subjecte 2

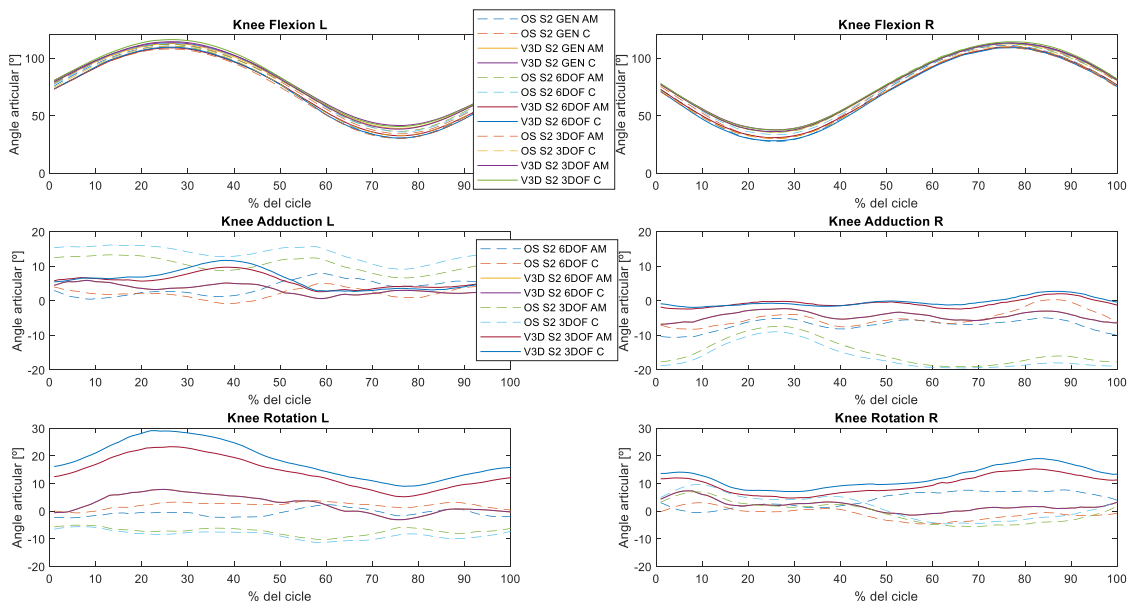


Figura 5.3.: Angles del genoll del Subjecte 1 (dalt) i del Subjecte 2 (baix)

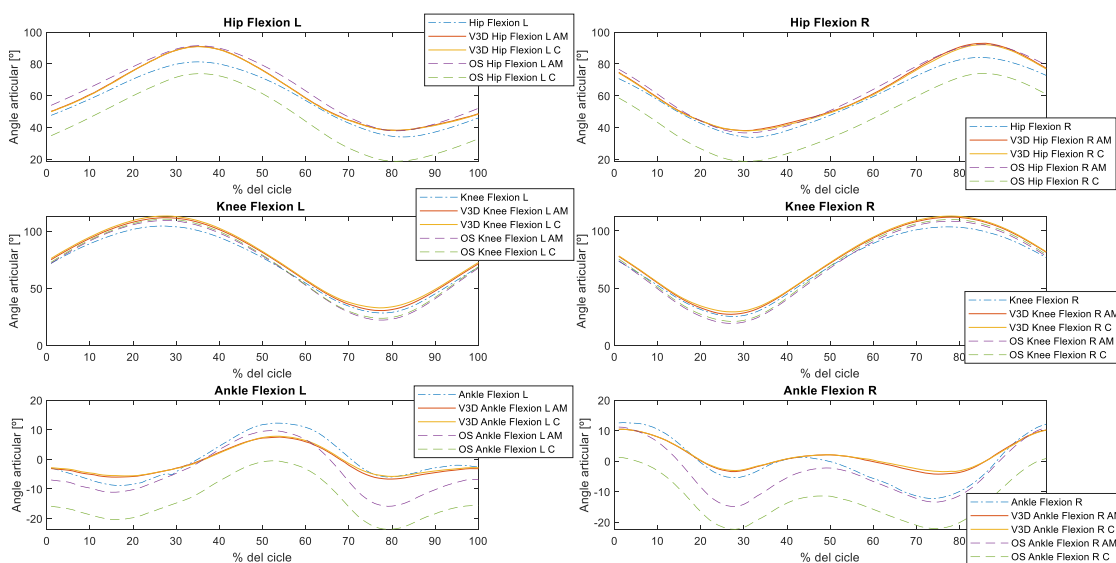
Pel que fa als angles de flexió / extensió del genoll són molt semblants en tots dos subjectes i presenten una forma sinusoidal. Els únics punts on es veu una petita dispersió de resultats és

a finals de cicle en el genoll esquerre i a principis de cicle en el genoll dret. Pel que fa als angles d'adducció / abducció s'observa una tendència per part dels resultats calculats en Visual3D de ser bastant propers entre ells. Per altra banda, els resultats calculats mitjançant OpenSim tendeixen a ser o bé més alts o bé més baixos que els de Visual3D (segons s'observa a les Taules 5.1 i 5.2, els valors RMS de les diferències dels angles calculats amb OpenSim tendeixen a ser més alts que no els valors RMS de Visual3D) . En el genoll esquerre, els resultats calculats amb un model de 6 graus de llibertat per articulació tendeixen a ser més baixos que no els de Visual3D i els resultats calculats amb un model de 3 graus de llibertat per articulació tendeixen a ser més alts. Al genoll dret passa el mateix fenomen però al contrari. En el cas del genoll dret del primer subjecte trobem una tendència general de tots els resultats d'estar prop o sobre les -15 graus. Pel que fa als resultats de rotació interna / externa tampoc es troba una tendència clara.

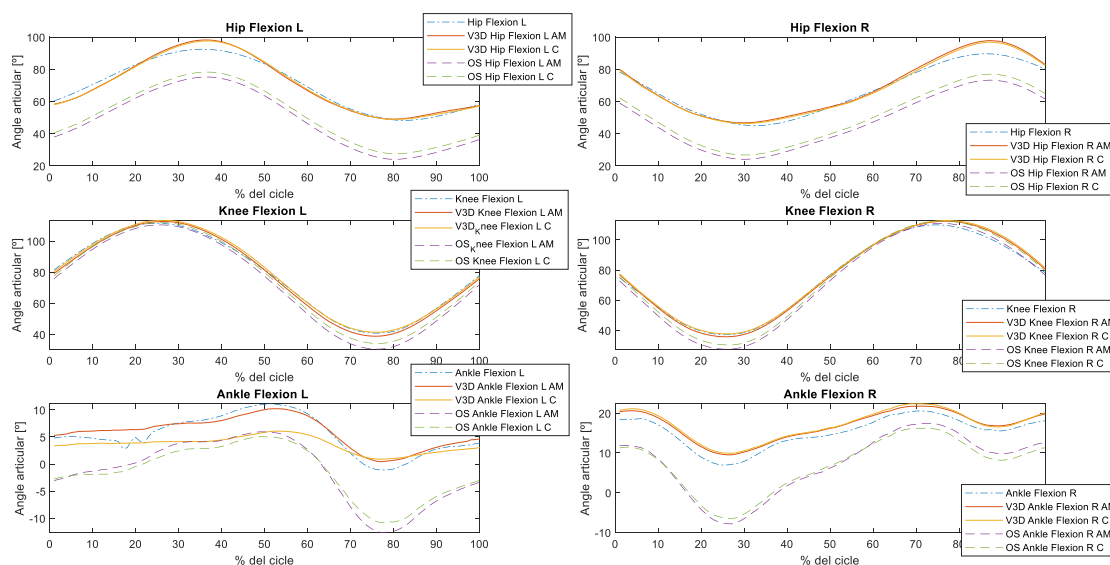
### 5.4. Comparació amb el model de 4 marcadors

En aquest treball també s'havia proposat desenvolupar un model simple de 4 marcadors, on només s'utilitzaria amb un model esquelètic on les restriccions són imposades per l'anatomia de les articulacions. Els resultats obtinguts d'aquest model simple es mostren en el gràfic següent, juntament amb els mateixos resultats calculats amb un model amb tots els marcadors o un model només amb clústers.

#### Subjecte 1



## Subjecte 2



**Figura 5.4.:** Comparació dels angles de genoll, turmell i pelvis calculats amb els diferents models de marcadors

En els gràfics anteriors es pot observar com els resultats obtinguts amb el model simple de 4 marcadors s’ajusten als resultats calculats mitjançant Visual3D (ja sigui amb un model amb tots els marcadors o un model de clústers). Tots dos subjectes presenten els mateixos patrons, sent els resultats calculats mitjançant OpenSim de maluc i turmell (ja sigui amb un model amb tots els marcadors o un model de clústers) menors a la resta de resultats.

A la següent taula es mostra el valor RMS de les diferències entre el model de referència escollit (càlculs realitzats amb Visual3D amb un model general fent ús d’un model amb tots els marcadors) i els altres models:

VISUAL 3D					
	Gen_C [°]	6DOF_AM [°]	6DOF_C [°]	3DOF_AM [°]	3DOF_C [°]
Ankle Add. L	0.46	0.85	1.56	1.55	4.53
Ankle Add. R	0.57	1.62	0.87	1.52	4.59
Ankle Flex. L	0.47	14.36	7.52	1.47	2.90
Ankle Flex. R	0.37	14.59	8.15	1.62	1.62
Ankle Rot. L	0.00	0.00	xxxxx	xxxxx	xxxxx
Ankle Rot. R	0.00	0.00	xxxxx	xxxxx	xxxxx
Hip Add. L	1.04	0.89	4.74	1.25	1.90
Hip Add. R	1.30	1.48	4.36	1.68	3.26
Hip Flex. L	0.23	0.96	4.07	1.65	1.71
Hip Flex. R	0.64	0.96	2.33	1.89	1.69
Hip Rot. L	0.82	2.30	12.46	4.80	5.36
Hip Rot. R	1.39	3.76	13.59	11.25	15.24
Knee Add. L	0.00	0.00	11.41	4.34	3.30
Knee Add. R	0.00	0.00	8.63	8.08	9.82
Knee Flex. L	1.41	6.89	1.95	0.65	2.30
Knee Flex. R	1.02	7.96	1.02	0.86	1.82
Knee Rot. L	0.00	0.00	8.19	14.19	22.08
Knee Rot. R	0.00	0.00	8.39	14.94	22.99

OPENSIM						
	Gen_AM [°]	Gen_C [°]	6DOF_AM [°]	6DOF_C [°]	3DOF_AM [°]	3DOF_C [°]
Ankle Add. L	xxxxx	xxxxx	15.21	12.33	7.34	4.56
Ankle Add. R	xxxxx	xxxxx	8.90	12.28	3.59	6.69
Ankle Flex. L	4.61	12.65	13.48	15.20	13.07	3.18
Ankle Flex. R	6.62	14.83	12.73	14.93	17.68	6.73
Ankle Rot. L	0.00	0.00	xxxxx	xxxxx	xxxxx	xxxxx
Ankle Rot. R	0.00	0.00	xxxxx	xxxxx	xxxxx	xxxxx
Hip Add. L	1.03	2.40	1.89	2.55	1.12	5.04
Hip Add. R	1.09	2.10	3.89	3.18	1.64	1.59
Hip Flex. L	2.71	16.54	15.36	11.88	14.23	21.84
Hip Flex. R	1.52	17.51	14.62	10.01	14.56	21.34
Hip Rot. L	1.90	1.76	15.09	14.00	15.65	22.44
Hip Rot. R	0.63	1.80	20.75	14.07	19.45	24.71
Knee Add. L	0.00	0.00	1.92	9.06	13.64	16.76
Knee Add. R	0.00	0.00	0.00	10.08	16.33	9.38
Knee Flex. L	4.81	3.85	1.38	1.31	8.06	7.76
Knee Flex. R	5.10	3.68	2.03	4.21	7.87	6.91
Knee Rot. L	0.00	0.00	3.02	5.09	9.01	18.85
Knee Rot. R	0.00	0.00	4.81	5.40	6.51	20.67

**Taula 5.1.:** Subjecte 1. Valors RMS de les diferències de mitjanes entre angles articulars calculats amb els diferents tipus de models esquelètics i de marcadors (Gen\_AM: Model esquelètic general amb tots els marcadors, Gen\_C: Model esquelètic general amb model de marcadors de clústers, 6DOF\_AM: Model de 6 graus de llibertat amb tots els marcadors, 6DOF\_C: Model de 6 graus de llibertat amb un model de marcadors de clústers, 3DOF\_AM: Model de 3 graus de llibertat amb tots els marcadors, 3DOF\_C: Model de 3 graus de llibertat amb un model de marcadors de clústers, Model\_4\_Markers: Model simple de 4 marcadors)

VISUAL 3D					
	Gen_C [°]	6DOF_AM [°]	6DOF_C [°]	3DOF_AM [°]	3DOF_C [°]
Ankle Add. L	1.17	1.13	1.13	3.46	4.84
Ankle Add. R	0.60	0.63	0.63	2.90	4.65
Ankle Flex. L	2.63	6.44	6.44	0.55	1.21
Ankle Flex. R	0.36	2.17	2.17	0.39	0.69
Ankle Rot. L	0.00	0.00	xxxxx	xxxxx	xxxxx
Ankle Rot. R	0.00	0.00	xxxxx	xxxxx	xxxxx
Hip Add. L	1.02	3.50	4.56	0.72	2.17
Hip Add. R	1.25	2.94	4.25	1.17	2.04
Hip Flex. L	0.55	7.64	8.41	1.92	1.89
Hip Flex. R	0.77	8.57	9.95	1.66	1.24
Hip Rot. L	0.97	3.94	2.20	5.97	5.32
Hip Rot. R	1.45	4.23	5.95	2.52	3.16
Knee Add. L	0.00	3.61	3.61	5.97	6.65
Knee Add. R	0.00	4.61	4.61	1.41	1.34
Knee Flex. L	1.56	5.30	6.10	0.90	2.24
Knee Flex. R	1.03	4.34	6.05	0.45	1.37
Knee Rot. L	0.00	4.11	4.11	15.35	19.51
Knee Rot. R	0.00	2.80	2.80	10.30	12.75

OPENSIM						
	Gen_AM [°]	Gen_C [°]	6DOF_AM [°]	6DOF_C [°]	3DOF_AM [°]	3DOF_C [°]
Ankle Add. L	xxxxx	xxxxx	1.84	2.75	15.92	6.89
Ankle Add. R	xxxxx	xxxxx	4.74	4.06	2.69	2.68
Ankle Flex. L	7.92	7.69	12.11	14.70	8.25	8.78
Ankle Flex. R	10.41	10.32	8.61	10.86	11.31	12.13
Ankle Rot. L	0.00	0.00	xxxxx	xxxxx	xxxxx	xxxxx
Ankle Rot. R	0.00	0.00	xxxxx	xxxxx	xxxxx	xxxxx
Hip Add. L	2.31	3.99	4.08	4.06	2.13	2.61
Hip Add. R	0.94	2.04	3.28	5.83	3.69	2.49
Hip Flex. L	21.94	18.93	13.21	10.47	24.23	21.99
Hip Flex. R	21.42	18.45	12.00	10.53	22.64	21.21
Hip Rot. L	2.39	3.52	3.13	6.64	13.67	16.83
Hip Rot. R	2.85	1.88	8.98	7.44	14.62	16.48
Knee Add. L	0.00	0.00	4.32	2.73	10.66	13.81
Knee Add. R	0.00	0.00	7.29	5.56	15.37	16.65
Knee Flex. L	5.05	2.71	1.46	1.87	6.80	4.71
Knee Flex. R	4.79	2.82	0.98	1.36	5.17	4.52
Knee Rot. L	0.00	0.00	1.47	2.37	7.37	8.66
Knee Rot. R	0.00	0.00	5.05	2.28	3.86	4.65

**Taula 5.2.:** Subjecte 2. Valors RMS de les diferències de mitjanes entre angles articulars calculats amb els diferents tipus de models esquelètics i de marcadors



MODEL DE 4 MARCADORS		
	SUBJCTE 1 [°]	SUBJCTE 2[°]
Ankle Flex. L	2.62	1.13
Ankle Flex. R	3.94	1.72
Hip Flex. L	5.19	2.72
Hip Flex. R	4.73	3.58
Knee Flex. L	4.64	1.73
Knee Flex. R	4.96	2.28

**Taula 5.3.:** *Valors RMS de les diferències de mitjanes entre angles articulars calculats amb el model d'esquelet i un model senzill de 4 marcadors*



## 6. Conclusions

Aquest projecte té com a principal objectiu la comparació de la cinemàtica entre diversos models esquelètics i de marcadors. Abans de realitzar aquesta comparativa, la gran especificitat de cada programari implica un temps de familiarització amb els softwares, saber com funcionen, com calculen els resultats i, sobretot, què indiquen aquests resultats des del punt de vista biomecànic. Aquest treball previ al desenvolupament del sistema es imprescindible per a una resolució més ràpida de problemes que poden sorgir al llarg del projecte.

Degut a les circumstàncies actuals de pandèmia, l'objectiu principal del treball ha estat realitzar un estudi pilot amb dos subjectes que permeti crear un marc d'anàlisi i processament de dades i així poder analitzar, quan es pugui, més subjectes de forma ràpida i segura.

S'han desenvolupat tres models esquelètics per a cada programari: un model d'esquelet de 3 graus de llibertat al maluc, 1 al genoll i 2 al turmell; un model de 6 graus de llibertat per articulació; i un model de 3 graus de llibertat per articulació. S'ha observat diferències entre tots tres models esquelètics, essent el model d'esquelet de 3 graus de llibertat al maluc, 1 al genoll i 2 al turmell el que dóna resultats més constants en tots dos subjectes. Pel que fa als models de 3 i 6 graus de llibertat per a totes les articulacions hi ha diferències molt menors. També s'ha pogut demostrar les diferències en els resultats de la cinemàtica inversa utilitzant un model on estiguin present tots els marcadors o bé un model que presenti només clústers, ja que mitjançant l'ús de clústers s'evita el problema de les oclusions de marcadors medials, accelerant el processament de les dades, treballant amb un nombre menor de càmeres, encara que potser no seria tan acurat. En la majoria dels casos plantejats, i comparant els resultats amb un model de referència, s'ha vist que els errors obtinguts utilitzant els models on es fa ús de tots els marcadors i els models on es fa ús de clústers de marcadors semblen ser molt semblants (error màxim RMS del model general:  $10^{\circ}$ ; del model de 6 graus de llibertat per articulació:  $6^{\circ}$ ; del model de 3 graus de llibertat a cada articulació:  $10^{\circ}$ ). També s'ha realitzat el desenvolupament d'un model simple de quatre marcadors per a realitzar una anàlisi més simplificada de la cinemàtica articular. Els resultats obtinguts indiquen una tendència a que l'ús d'aquest model pot ser viable per l'anàlisi de la cadena de flexió-extensió articular, ja que aquests resultats són semblants als obtinguts amb OpenSim i Visual3D i l'error és mínim en tots els casos.

Pel que fa als angles articulars obtinguts en OpenSim i Visual3D es troben certes discrepàncies al llarg de l'anàlisi. Als resultats obtinguts amb Visual 3D, respecte d'un model de referència, sol haver-hi poca desviació entre els resultats. Per altra banda, els resultats obtinguts amb OpenSim sembla que presenten molta variació respecte els angles obtinguts amb model de referència. Probablement la font d'error pot tenir l'origen en el procés d'escalat utilitzat o en la definició dels pesos de la cinemàtica inversa. Així doncs convindria refer els càlculs amb OpenSim utilitzant una altra combinació de marcadors per escalar el model i comprovar si el patró d'errors es repeteix al llarg dels subjectes. En un futur, s'hauria de trobar la forma d'extreure de Visual3D informació que ajudi a l'escalat amb OpenSim, de manera que aquests errors en l'escalat es podrien minimitzar.

Finalment, l'elecció d'un software o un altre en un estudi biomecànic és important, ja que pel que fa al seu funcionament hi ha softwares que presenten un millor rendiment en uns casos concrets que no en d'altres. En el cas d'aquest projecte s'ha treballat amb l'OpenSim, un software de lliure accés disponible per a tothom i molt utilitzat en el món de la biomecànica; i amb Visual3D, un software amb llicència de pagament molt utilitzat en centres d'alt rendiment i laboratoris de biomecànica. Pel que fa a aquest projecte, tots dos programaris tenen un repertori de funcionalitats que et permeten fer una anàlisi exhaustiva d'un o més subjectes. OpenSim presenta uns resultats semblants als de Visual3D pel que fa als resultats dels angles articulars més importants (continguts al pla sagital), però s'ha observat que OpenSim també presenta més diferència en els altres angles.

Tots dos programes tenen punts forts i fluixos, que s'han observat durant el projecte. Començant per l'escalat dels models, tots dos softwares presenten un procediment diferent alhora de solucionar el problema plantejat. Visual3D crea i escala els models directament des del núvol de marcadors enregistrats pel sistema de captura de dades d'una captura estàtica del subjecte. Al mateix temps l'usuari ha d'imposar les restriccions d'interès a cada articulació, amb un procés que pot portar fàcilment a equivocacions ja que es treballen molts paràmetres al mateix temps. Per altra banda, OpenSim treballa directament sobre un model esquelètic genèric proporcionat pel grup de desenvolupadors, el qual s'escala amb el núvol de marcadors d'una captura estàtica del subjecte. Les restriccions a articulacions però s'imposen abans de fer l'escalat del model. Són dos enfocaments diferents i cap dels dos és perfecte, però tots dos es basen en basen en la suposició que les relacions anatòmiques seran iguals que en un model genèric, i que la col·locació dels marcadors és exactament al lloc marcat.

L'obtenció de la cinemàtica articular també és diferent per a tots dos softwares. Visual3D fa ús de dos mètodes per a realitzar la cinemàtica inversa: l'ús d'interpolacions lineals per a calcular la cinemàtica inversa en models de 6 graus de llibertat per cada articulació i la resolució d'un problema de minimització de l'error quadràtic en models en que hi hagi restriccions. Per altra banda, OpenSim realitza la cinemàtica inversa com la resolució d'un problema de minimització de l'error quadràtic.

Aquest projecte ha servit per a veure les diferències quantitatives i qualitatives entre els dos softwares així com el seu rendiment respecte l' diferents models esquelètics. A més, s'espera que aquest projecte servirà per introduir el software gratuït OpenSim en laboratoris de ciclisme en un futur no gaire llunyà.

## 7. Anàlisi de l'impacte ambiental

L'objectiu d'aquest projecte és el de realitzar una comparació de la cinemàtica inversa en ciclisme utilitzant dos softwares biomecànics diferents. Així doncs, es suposarà que tota l'energia consumida en aquest projecte ha estat a causa de l'ús de l'ordinador portàtil. El portàtil utilitzat és un Acer TravelMate B117-M de l'any 2018<sup>40</sup>. Aquest té un consum de potència màxim de 45W. Per a realitzar el càlcul de la petjada de carboni d'aquest ordinador es suposa una vida útil de 3 anys i un ús de 8h diàries durant 8 mesos.

Addicionalment, s'hauria de tenir en compte les emissions de  $CO_2$  derivades de l'adquisició de materials i la producció del producte, el transport i distribució i finalment del reciclatge. L'empresa Acer, al llarg dels anys, ha aconseguit reduir el nombre d'emissions de  $CO_2$  generats per la producció i ús dels seus productes a la meitat, fent així que baixi la petjada de carboni dels seus productes<sup>41</sup>. Malauradament Acer no realitza informes ambientals per a tots els seus productes, així que per analitzar l'impacte ambiental de l'ordinador utilitzat s'han realitzat estimacions mitjançant els resultats d'un ordinador portàtil de característiques similars (Acer Chromebook C740)<sup>42</sup>, com s'observa a la Figura 7.1.



Figura 7.1 : Informe ambiental d'un portàtil Acer Chromebook C740, 2015

Entre els anys 2015 i 2018, l'empresa Acer va reduir un 33% les emissions de  $CO_2$ . Addicionalment, el factor de conversió<sup>43</sup> per a calcular les emissions de la proveïdora d'electricitat contractada (Iberdrola Clients S.A.U) és de  $0.20 \frac{kg CO_2}{kWh}$ . Coneixent aquestes dades es pot estimar que els nous valors de la petjada de carboni serien, segons la Figura 7.2, els següents:

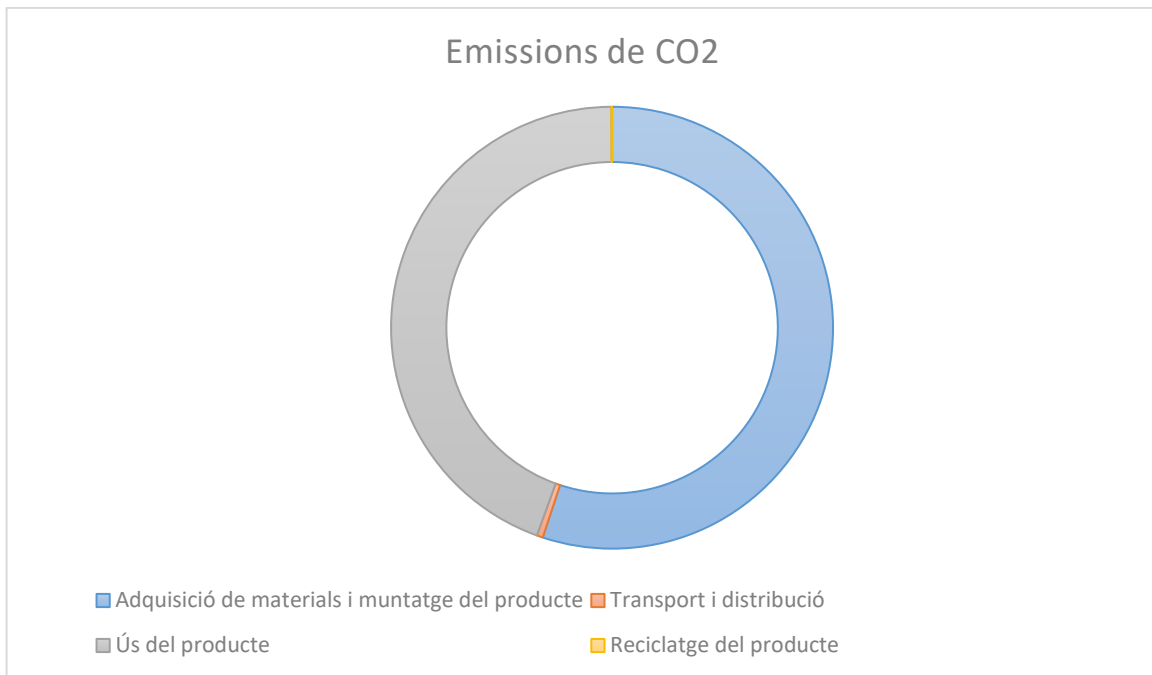


Figura 7.2: Informe ambiental d'un portàtil Acer TravelMate B117, 2018

Així doncs, el total d'emissions de l'ordinador portàtil utilitzat durant la seva vida útil és de 127.08 Kg de  $CO_{2e}$ . Per als 4 mesos que es va realitzar aquest projecte les emissions que cal comptabilitzar són de 14.12 Kg de  $CO_{2e}$ .





## 8. Anàlisi econòmica del projecte

### Despeses de personal i enginyeria

Per a l'anàlisi econòmica d'aquest projecte s'ha de comptar les hores invertides en l'interval de 4 mesos que dura el Treball Final de Grau. A més, cal incloure les hores dedicades pel tutor i el co-director en reunions presencials, reunions telemàtiques i assistència mitjançant correu electrònic.

Concepte	Temps (h)	Cost (€/h)	Despesa (€)
Director del projecte	100	30	3.000 €
Co-Director del projecte	100	30	3.000 €
Enginyer Biomèdic Junior	960	15	14.400 €
<b>TOTAL</b>			<b>20.400 €</b>

Taula 7.1. Despeses de personal

### Despesa de materials i llicències

Com s'ha esmentat, aquest projecte entra dins d'un marc d'investigació ja començat, de manera que no ha calgut cap tipus d'inversió pel que fa al sistema d'adquisició de dades. De totes maneres, el preu del sistema d'adquisició de dades s'indica per a donar una idea de la magnitud del projecte si es realitza de nou. Pel que fa al preu dels marcadors i l'adhesiu utilitzat per a les captures de dades es pot negligir, ja que és molt baix.

Per altra banda s'ha de tenir en compte les despeses relatives a les llicències del programari que s'ha utilitzat en el projecte. Per a realitzar el càlcul s'utilitza la següent Equació [7.1]:

$$\text{Despesa relativa} = \frac{\text{Preu de la llicència}}{\text{Durada de la llicència}} * \text{Durada del projecte} \text{ [Equació 7.1]}$$

Les llicències d'OpenSim4.0 i de Notepad++ són de lliure accés. Per contra, les llicències de Microsoft Office i de MATLAB són de pagament, així que s'han de tenir en compte en el càlcul de despeses. Pel que fa a la llicència de Visual 3D no es té en compte el seu cost, ja que presenta el mateix cas que el sistema de captura. De totes maneres, s'indicarà el cost per mencionar la despesa que hi hauria si fos un projecte nou.

Finalment, cal incloure la despesa relativa de l'ordinador portàtil utilitzat. El càlcul de la despesa relativa es calcula de manera anàloga a l'equació 7.1. Es suposa una vida útil per a un portàtil d'aquestes característiques d'uns 3 anys i una durada del projecte de 4 mesos.

	Quantitat	Cost fix (€/Unitat)	Cost variable (€/any)	Temps d'ús (mes)	Despesa (€)
Llicència de <i>MATLAB Student</i>	-	-	90	4	30
Llicència <i>Microsoft Office</i>	-	-	149	4	49,66
Llicència d' <i>OpenSim 4.0</i>	-	-	0	4	0
Llicència de <i>Notepad++</i>	-	-	0	4	0
Llicència de <i>Visual3D</i>	-	-	11.500	4	Cedit
Sistema de captura d'imatges Qualisys	-	90.000	-	4	Cedit
Ordinador	1	-	166,66	4	55,55
				<b>TOTAL</b>	135.22 €

Taula 7.2. Despeses de material

## Pressupost total

	Despesa (€)
Despeses de personal i enginyeria	20.400
Despeses de material	135,22
<b>TOTAL</b>	<b>20.535,22 €</b>

Taula 7.3. Resum de les despeses del projecte

## Despesa de materials i llicències (en cas de projecte nou)

Si s'hagués de plantejar un projecte nou sense el sistema de captura de dades ni les llicències de Visual 3D, la despesa de materials seria la següent (suposant que les llicències es paguen de manera anual i el sistema de captura de dades té una vida útil de 15 anys) :

	Quantitat	Cost fix (€/Unitat)	Cost variable (€/any)	Temps d'ús (mes)	Despesa (€)
Llicència de <i>MATLAB Student</i>	-	-	90	4	30
Llicència <i>Microsoft Office</i>	-	-	149	4	49,66
Llicència d' <i>OpenSim 4.0</i>	-	-	0	4	0
Llicència de <i>Notepad++</i>	-	-	0	4	0
Llicència de <i>Visual3D</i>	-	-	11.500	4	3.833,33
Sistema de captura d'imatges <i>Qualisys</i>	1	-	6.000	4	2.000
Ordinador	1	-	166,66	4	55,55
				<b>TOTAL</b>	<b>5.968,55 €</b>

Taula 7.4. Despeses de material de projecte nou

**Pressupost total (en cas de projecte nou)**

	<b>Despesa (€)</b>
Despeses de personal i enginyeria	20.400
Despeses de material	5.968,55
<b>TOTAL</b>	<b>26.368,55 €</b>

**Taula 7.5.** *Resum de les despeses del projecte en cas de ser nou*





## 9. Referències bibliogràfiques

<sup>1</sup> ¿Qué es REDICYM? ¿Por qué surge? A: *Red de Investigación Ciclismo y Mujer (REDICYM)* [en línia]. REDICYM, 2019 [Consulta: Abril de 2020 ]. Disponible a <<https://www.redicym.es/que-es-redicym/por-que-surge>>

<sup>2</sup> Global Strategy on Diet, Physical Activity and Health. A: *World Health Organization (WHO)* [en línia]. WHO, 2020 [Consulta: Abril de 2020 ]. Disponible a <<https://www.who.int/dietphysicalactivity/pa/en/>>

<sup>3</sup> Encuesta de hábitos deportivos en España 2015. Síntesis de resultados. A: *Ministerio de Educación, Cultura y Deporte* [en línia]. Subdirección General de Estadística y Estudios, 2015 [Consulta: Abril de 2020]. Disponible a <[https://www.culturaydeporte.gob.es/dam/jcr:aa63cca9-31a5-47ce-8ac2-105215f64d9f/Encuesta\\_de\\_Habitos\\_Deportivos\\_2015\\_Sintesis\\_de\\_Resultados.pdf](https://www.culturaydeporte.gob.es/dam/jcr:aa63cca9-31a5-47ce-8ac2-105215f64d9f/Encuesta_de_Habitos_Deportivos_2015_Sintesis_de_Resultados.pdf)>

<sup>4</sup> Encuesta de Hábitos deportivos en España 2015. Metodología. A: *Ministerio de Educación y Formación Profesional* [en línia]. Ministerio de Educación y Formación Profesional, 2015 [Consulta: Abril de 2020]. Disponible a <[http://www.educacionyfp.gob.es/dam/jcr:93fca66e-209e-44a9-a93d-c9aaacc46cef/Habitos\\_deportivos\\_Metodologia\\_2015.pdf](http://www.educacionyfp.gob.es/dam/jcr:93fca66e-209e-44a9-a93d-c9aaacc46cef/Habitos_deportivos_Metodologia_2015.pdf)>;

<sup>5</sup> Encuesta de Hábitos deportivos en España 2015. Resultados. A: *Ministerio de Educación y Formación Profesional* [en línia]. Ministerio de Educación y Formación Profesional, 2015 [Consulta: Abril de 2020]. Disponible a: <<https://www.educacionyfp.gob.es/servicios-al-ciudadano/estadisticas/cultura/mc/deportedata/habitos-deportivos/resultados-habitos-deportivos.html>>

<sup>6</sup> Anuario de Estadísticas Deportivas 2019. A: *Ministerio de Cultura y Deporte* [en línia]. Subdirección General de Estadística y Estudios, 2019 [Consulta: Abril de Juny de 2020]. Disponible a <<http://www.culturaydeporte.gob.es/dam/jcr:dc406096-a312-4b9d-bd73-2830d0affb2d/anuario-de-estadisticas-deportivas-2019.pdf>>

<sup>7</sup> Histórico de licencias. A: *Ministerio de Cultura y Deporte* [en línia]. Consejo Superior de Deportes y Mutualidad General Deportiva, 2018 [Consulta: Abril de Juny de 2020] Disponible a <<https://www.csd.gob.es/es/federaciones-y-asociaciones/federaciones-deportivas-espanolas/licencias>>

<sup>8</sup> García, J. *Valoración biomecánica I*. Jiménez-Díaz, F; Terrados, N; Villa, G; Manonelles, P. *Medicina y fisiología del ciclismo*. Vol. 1, España: Nexus médica, 2009, págs. 532-631, ISBN: 978-84-92568-04-8. [en línia]. Disponible a: <<https://dialnet.unirioja.es/servlet/libro?codigo=500545>>

- <sup>9</sup> Nuno Gama. THE BIOMECCA: The history of bike fitting. A: *Orbis-Lab* [en línia]. Orbis-Lab, 2019. [Consulta: Juny de 2020]. Disponible a: <<http://orbis-lab.com/the-history-of-bike-fitting/>>
- <sup>10</sup> Prampero, P; Cortili, G; Mognoni, P; Saibene, F. Equation of motion of a cyclist. *Journal of applied physiology: respiratory, environmental and exercise physiology* [en línia]. American Physiological Society, 1979. Vol. 47, nº 1, pàgines 201-206. [Consulta: Abril de 2020]. Disponible a: <<https://doi.org/10.1152/jappl.1979.47.1.201>>
- <sup>11</sup> Martin, J; Milliken, D; Cobb, J; McFadden, K; Coggan, A. Validation of a Mathematical Model for Road Cycling Power. *Journal of Applied Biomechanics* [en línia]. Human Kinetics Publishers, Inc., 1998. Vol. 14, pàgines 276-291. [Consulta: Abril de 2020]. Disponible a: <[https://www.researchgate.net/publication/279937184\\_Validation\\_of\\_a\\_Mathematical\\_Model\\_for\\_Road\\_Cycling\\_Power](https://www.researchgate.net/publication/279937184_Validation_of_a_Mathematical_Model_for_Road_Cycling_Power)>
- <sup>12</sup> Burke, E. *Science of Cycling*. Human Kinetics Publishers, Inc., 1986. ISBN: 9780873221818
- <sup>13</sup> Too, D. Biomechanics of Cycling and Factors Affecting Performance. *Sports Medicine* [en línia]. Adis International Limited, 1990. Vol. 10, nº 5, pàgines 286-302. DOI: 10.2165/00007256-199010050-00002. [Consulta: 2020]. Disponible a: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/2263797/>>
- <sup>14</sup> Jeukendrup, A; Martin, J. Improving Cycling Performance: How Should We Spend Our time and Money. *Sports Medicine* [en línia]. Adis International Limited, 2001. Vol. 31, nº 7, pàgines 559-569. DOI: 10.2165/00007256-200131070-00009. [Consulta: Abril de 2020]. Disponible a: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11428691/>>
- <sup>15</sup> Faria, E; Parker, D; Faria, I; The Science of Cycling. Part 2- Factors Affecting Performance. *Sports Medicine* [en línia]. Adis International Limited, 2005. Vol. 35, nº 4, pàgines 313-337. DOI: 10.2165/00007256-200535040-00003 [Consulta: Abril de 2020]. Disponible a: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15831060/>>
- <sup>16</sup> Ferrer Roca, V. Comparación de diferentes métodos de ajuste de la bicicleta en ciclistas entrenados. Influencia de factores biomecánicos y energéticos. Tesis doctoral, Universidad de León, Departamento de Educación Física y Deportiva, 2015.
- <sup>17</sup> Ogueta-Alday, A; García-Lopez, J; Factores que afectan al rendimiento en carreras de fondo. *RICYDE. Revista internacional de ciencias del deporte* [en línia]. RICYDE, 2016. Vol. 12, nº 45, pàgines 278-308. DOI: 10.5232/ricyde2016.04505 [Consulta: Abril de 2020]. Disponible a: <[https://www.researchgate.net/publication/303553974\\_Factores\\_que\\_afectan\\_al\\_rendimiento\\_en\\_carreras\\_de\\_fondo\\_Factors\\_affecting\\_long-distance\\_running\\_performance](https://www.researchgate.net/publication/303553974_Factores_que_afectan_al_rendimiento_en_carreras_de_fondo_Factors_affecting_long-distance_running_performance)>



- <sup>18</sup> Thomas, Alex, "A Biomechanical Simulation of Musculoskeletal Kinematics During Ambulation" [en línia]. Tesis de màster, Universitat de Marquette, Departament d'Enginyeria Biomèdica, 2018. [Consulta: Juny de 2020]. Disponible a: <[https://epublications.marquette.edu/theses\\_open/500](https://epublications.marquette.edu/theses_open/500) >
- <sup>19</sup> Falisse A, Van Rossom S, Gijsbers J, et al. OpenSim Versus Human Body Model: A Comparison Study for the Lower Limbs During Gait. *Journal of Applied Biomechanics* [en línia]. Michael L. Madigan, 2018. Pàgines 1-7. DOI:10.1123/jab.2017-0156. [Consulta: Juny de 2020]. Disponible a: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29809082/> >
- <sup>20</sup> Trinler U, Schwameder H, Baker R, Alexander N. Muscle force estimation in clinical gait analysis using AnyBody and OpenSim. *Journal of Applied Biomechanics* [en línia]. Michael L. Madigan, 2019. Vol. 86, pàgines 55-63. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2019.01.045. [Consulta: Juny de 2020]. Disponible a: <[https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30739769/?from\\_term=opensim+vs&from\\_pos=1](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30739769/?from_term=opensim+vs&from_pos=1) >
- <sup>21</sup> User Guide. Making a measurement. Calibration of the camera system. A: *Qualisys Track Manager* [Comunicació personal]. Qualisys AB, 2011.
- <sup>22</sup> Upper Body / Lower Body marker set. A: *Qualisys PAF package* [Comunicació personal]. Qualisys AB, 2011.
- <sup>23</sup> User Guide. Processing Measurement Data. Identification of Trajectories. A: *Qualisys Track Manager* [Comunicació personal]. Qualisys AB, 2011.
- <sup>24</sup> Documentation. Preparing Your Data. A: *OpenSim Documentation* [en línia]. NCSRR, 2017. [Consulta: Juny de 2020]. Disponible a: <<https://simtk-confluence.stanford.edu/display/OpenSim/Preparing+Your+Data> >
- <sup>25</sup> Notepad++. Downloads. A: *Notepad++* [en línia]. Don Ho, 2018. [Consulta: Juny de 2020]. Disponible a: <<https://notepad-plus-plus.org/downloads/> >
- <sup>26</sup> Documentation. Scaling. A: *OpenSim Documentation* [en línia]. NCSRR, 2017. [Consulta: Juny 2020]. Disponible a: <<https://simtk-confluence.stanford.edu/display/OpenSim/Scaling> >
- <sup>27</sup> Documentation. Inverse Kinematics. A: *OpenSim Documentation* [en línia]. NCSRR, 2017. [Consulta: Juny de 2020]. Disponible a: <<https://simtk-confluence.stanford.edu/display/OpenSim/Inverse+Kinematics>>
- <sup>28</sup> Visual 3D Documentation. Segments A: *Visual 3D Wiki Documentation* [en línia]. C-Motion, Inc. , 2020. [Consulta: Juny de 2020]. Disponible a: <<https://www.c-motion.com/v3dwiki/index.php?title=Segments>>

- <sup>29</sup> Visual 3D Documentation. Segment Inertia. A: *Visual 3D Wiki Documentation* [en línia]. C-Motion, Inc. , 2020. [Consulta: Juny de 2020]. Disponible a: <[https://www.c-motion.com/v3dwiki/index.php?title=Segment\\_Inertia](https://www.c-motion.com/v3dwiki/index.php?title=Segment_Inertia) >
- <sup>30</sup> Visual 3D Documentation. Joint A: *Visual 3D Wiki Documentation* [en línia]. C-Motion, Inc. , 2020. [Consulta: Juny de 2020]. Disponible a: <<https://c-motion.com/v3dwiki/index.php?title=Joint> >
- <sup>31</sup> Visual 3D Documentation. Tutorial: Building an IK Model. A: *Visual 3D Wiki Documentation* [en línia]. C-Motion, Inc. , 2020. [Consulta: Juny de 2020]. Disponible a: <[https://c-motion.com/v3dwiki/index.php?title=Tutorial: Building an IK Model](https://c-motion.com/v3dwiki/index.php?title=Tutorial:_Building_an_IK_Model) >
- <sup>32</sup> Visual 3D Documentation. Tutorial: Visualizing Data. A: *Visual 3D Wiki Documentation* [en línia]. C-Motion, Inc. , 2020. [Consulta: Juny de 2020]. Disponible a: <[https://c-motion.com/v3dwiki/index.php?title=Tutorial: Visualizing Data](https://c-motion.com/v3dwiki/index.php?title=Tutorial:_Visualizing_Data) >
- <sup>33</sup> Visual 3D Documentation. Compute Model-Based Data. A: *Visual 3D Wiki Documentation* [en línia]. C-Motion, Inc. , 2020. [Consulta: Juny de 2020]. Disponible a: <[https://c-motion.com/v3dwiki/index.php?title=Compute Model Based Data](https://c-motion.com/v3dwiki/index.php?title=Compute_Model_Based_Data) >
- <sup>34</sup> Capello, A ; Cappozzo, A ; La Palombara, P.F. ; Lucchetti, L ; Leardini, A; Multiple anatomical landmark calibration for optimal bone pose estimation. *Human Movement Science* [en línia]. Mark Williams, 1997. Vol.16, pàgines 259-274. DOI: 10.1016/S0167-9457(96)00055-3. [Consulta: Maig de 2020] Disponible a: <<https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0167945796000553?via%3Dihub> >
- <sup>35</sup> Lu T.W.; O'Connor, J.J.; Bone position estimation from skin marker co-ordinates using global optimisation with joint constraints. *Journal of Biomechanics* [en línia]. Michael L. Madigan, 1999. Vol. 32, pàgines 129-134. DOI: 10.106/s0021-9290(98)00158-4. [Consulta: Maig de 2020] Disponible a: <<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/10052917/> >
- <sup>36</sup> Van den Bogert, A; Su, A; A weighted least squares method for inverse dynamic analysis. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* [en línia]. Taylor & Francis Group, 2008. Vol.11, nº 1, pàgines 3-9. DOI: 10.1080/10255840701550865. [Consulta: Maig de 2020] Disponible a: <<https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/10255840701550865> >
- <sup>37</sup> Menard, M; Domalain, M; Decatoire, A; Lacouture, P; Influence of saddle setback on knee joint forces in cycling. *Sports Biomechanics* [en línia]. Taylor & Francis Group, 2018. Vol.19, nº 2, pàgines 245-257. DOI: 10.1080/14763141.2018.1466906. [Consulta: Maig de 2020] Disponible a: <<https://www.tandfonline.com/doi/full/10.1080/14763141.2018.1466906> >

- <sup>38</sup> Horowitz, D; Fraser, M; Turley, R.K.; *Anatomy of a Joint* [en línia]. University of Rochester, 2020. [Consulta: 2020] Disponible a: <https://www.urmc.rochester.edu/encyclopedia/content.aspx?contenttypeid=85&contentid=P00044> >
- <sup>39</sup> Walden, M. *Types of joints* [en línia]. Michael Walden, 2020. [Consulta: Maig de 2020] Disponible a: <https://www.teachpe.com/anatomy-physiology/types-of-joints> >
- <sup>40</sup> TravelMate B1. A: Acer [en línia] Acer Inc., 2020 [Consulta: Juny de 2020]. Disponible a: < <https://www.acer.com/ac/es/AR/content/professional-model/NX.VCHAL.001> >
- <sup>41</sup> Circular Economies and Product Life Cycle. A: Acer [en línia] Acer Inc., 2020 [Consulta: Juny de 2020]. Disponible a: [https://www.acer-group.com/sustainability/en/our-products-environment.html#\\_ga=2.203398033.1098960566.1591426332-762598442.1591426332](https://www.acer-group.com/sustainability/en/our-products-environment.html#_ga=2.203398033.1098960566.1591426332-762598442.1591426332) >
- <sup>42</sup> Product Carbon Footprint Disclosure. A: Acer [en línia] Acer Inc., 2020 [Consulta: Juny de 2020]. Disponible a: <<https://www.acer-group.com/sustainability/en/energy-climate-change.html> >
- <sup>43</sup> Factores de Emisión. A: *Ministerio para la Transición Ecológica y el Reto Demográfico* [en línia]. Ministerio para la Transición Ecológica y el Reto Demográfico, 2020. [Consulta: Juny de 2020]. Disponible a : < [https://www.miteco.gob.es/es/cambio-climatico/temas/mitigacion-politicas-y-medidas/factores\\_emision\\_tcm30-479095.pdf](https://www.miteco.gob.es/es/cambio-climatico/temas/mitigacion-politicas-y-medidas/factores_emision_tcm30-479095.pdf)>





## 10. Annex A. Gràfiques de resultats

En els següents gràfics es mostren les mitjanes i desviacions estàndard de tots els angles articulars (per a tots els models esquelètics, tots els models de marcadors i per tots dos softwares).

### 10.1. Resultats del model simple de 4 marcadors

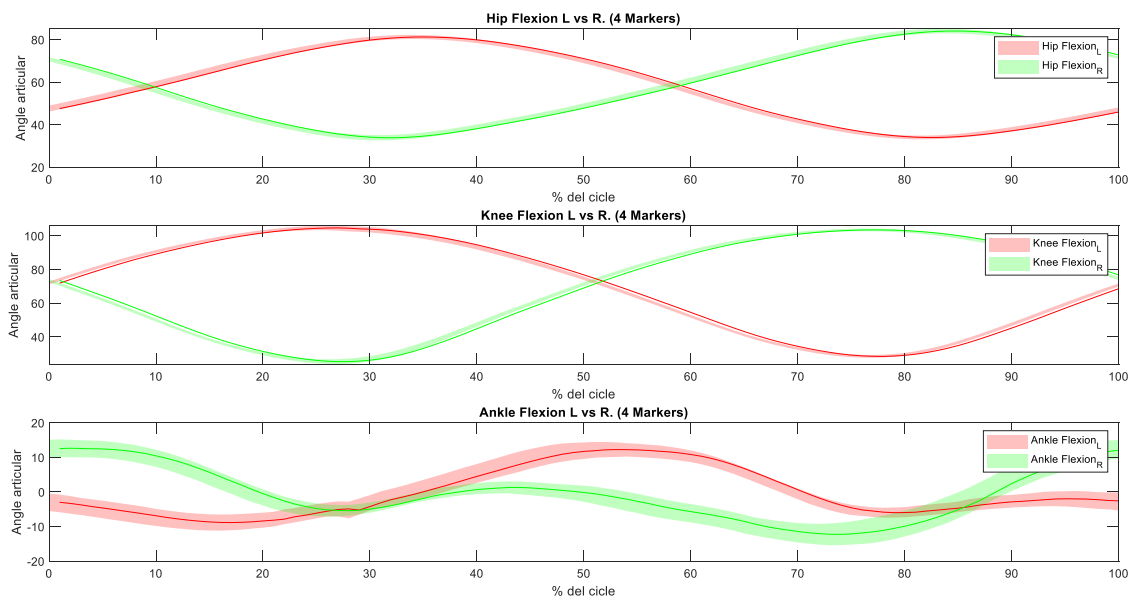


Figura 0.1.: Subjecte 1. Resultats obtinguts amb el model simple de 4 marcadors

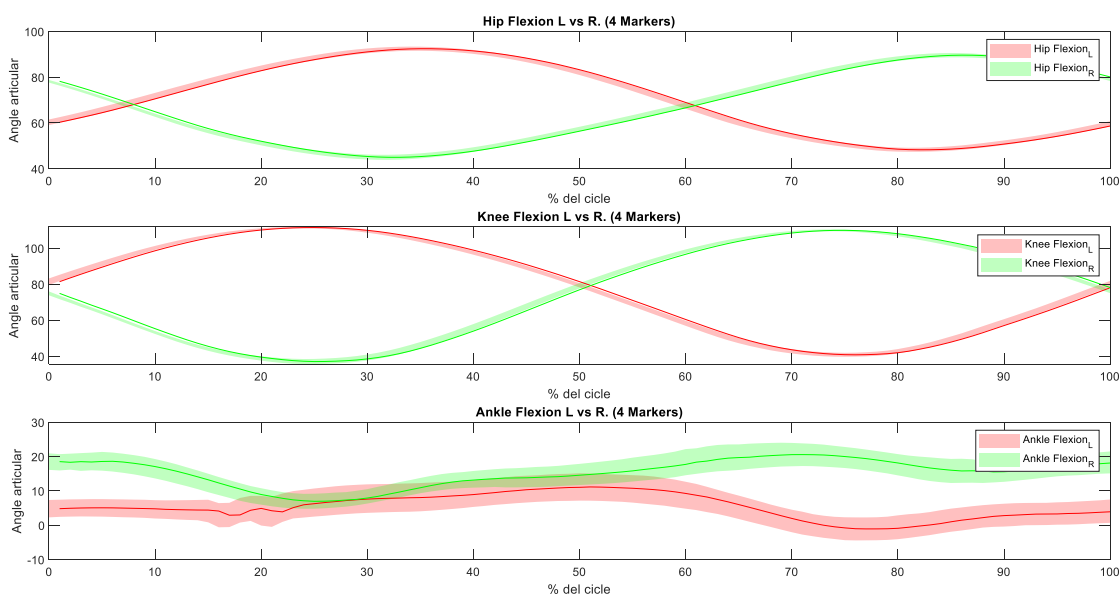


Figura 0.2.: Subjecte 2. Resultats obtinguts amb el model simple de 4 marcadors

## 10.2. Resultats obtinguts amb Visual 3D

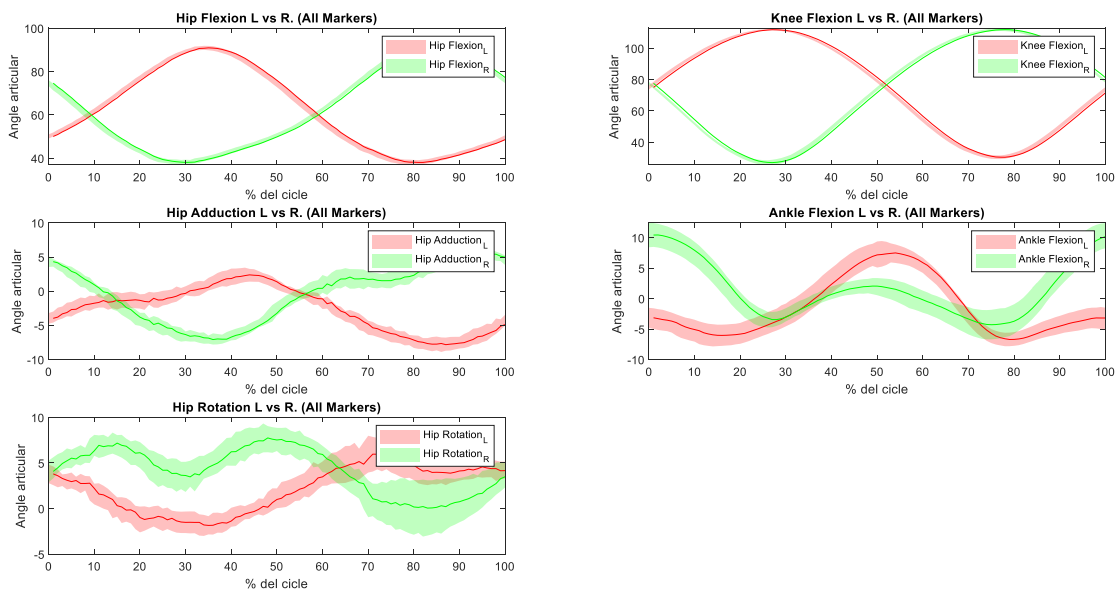


Figura 0.3.: Subjecte 1. Model General. Tots els marcadors. Resultats

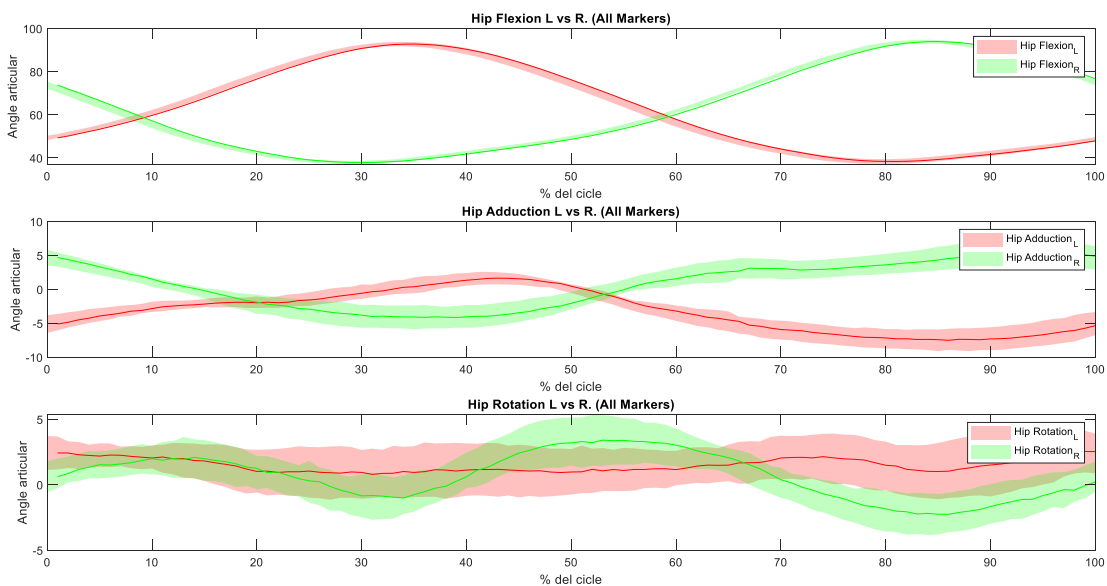


Figura 0.4.: Subjecte 1. Model de 6 graus de llibertat. Tots els marcadors. Resultats I

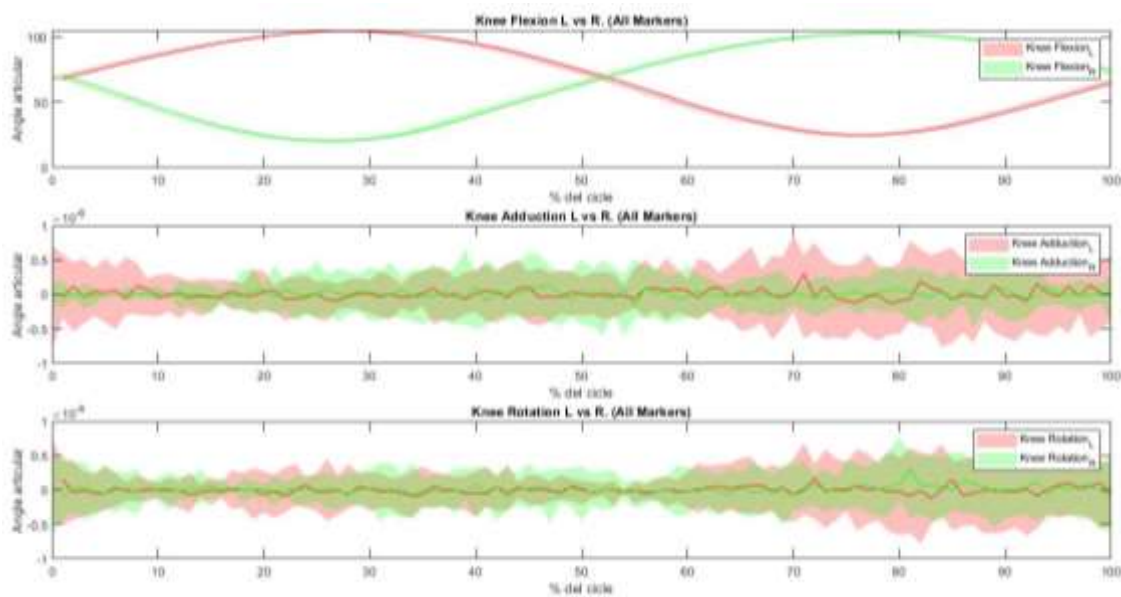


Figura 0.5.: Subjecte 1. Model de 6 graus de llibertat. Tots els marcadors. Resultats II

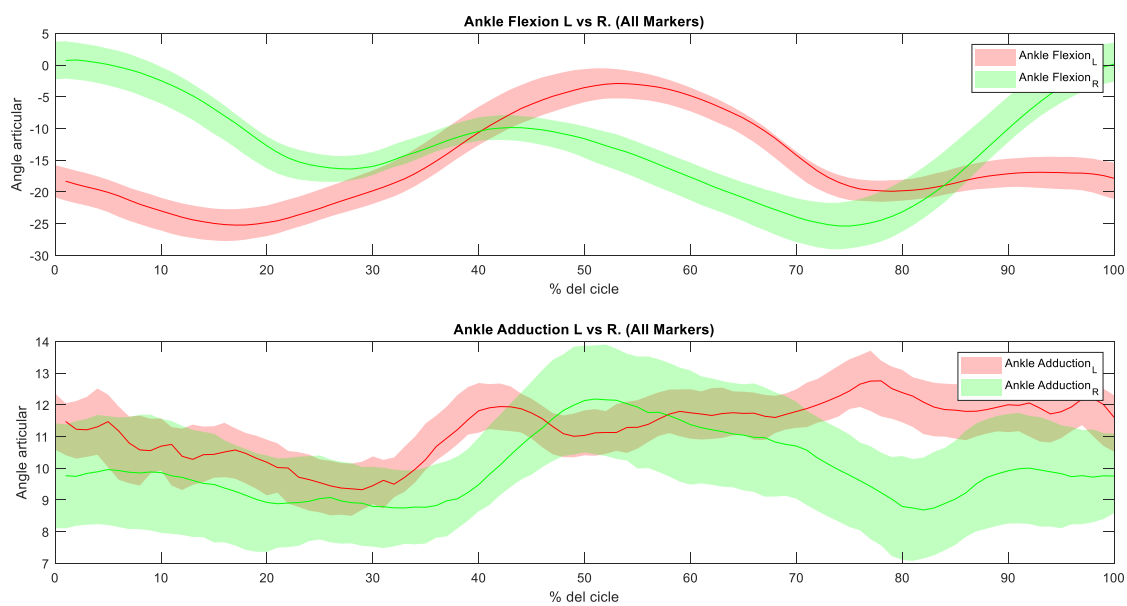


Figura 0.6.: Subjecte 1. Model de 6 graus de llibertat. Tots els marcadors. Resultats III



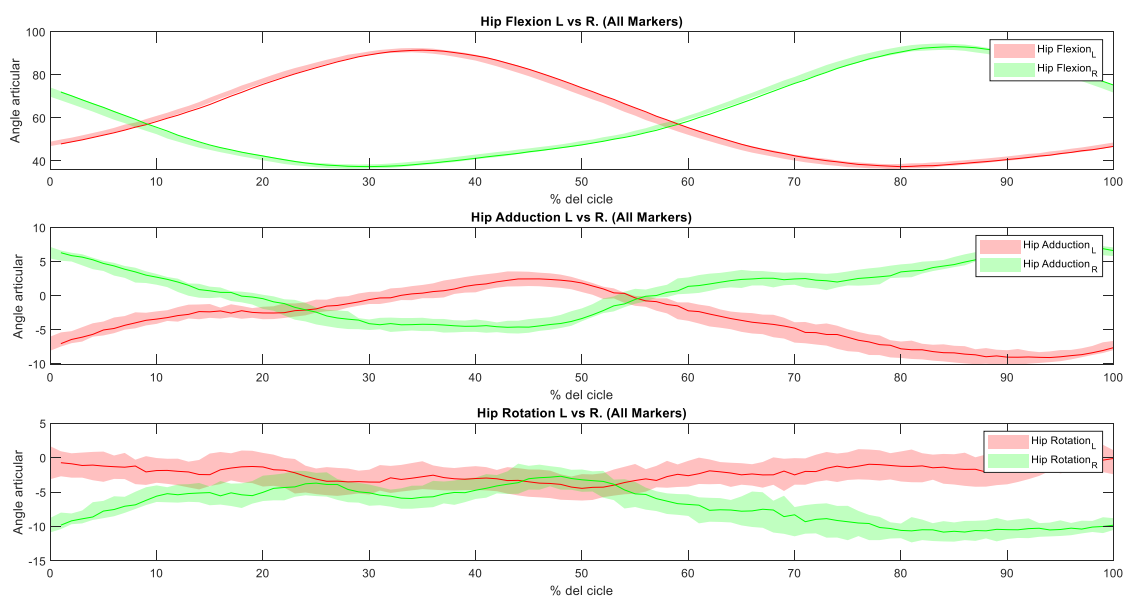


Figura 0.7.: Subjecte 1. Model de 3 graus de llibertat. Tots els marcadors. Resultats I

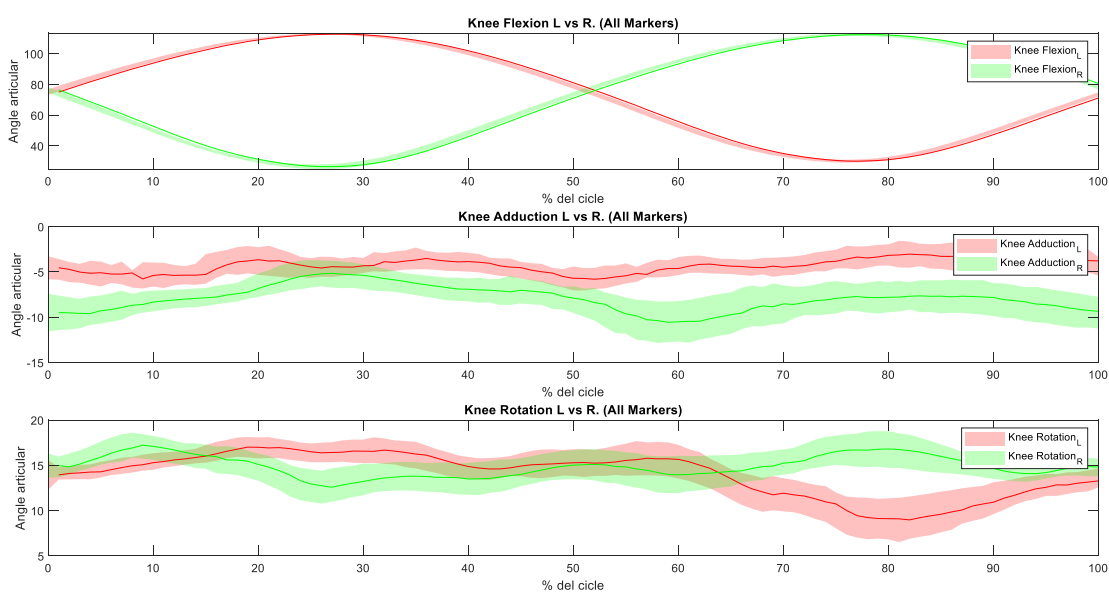


Figura 0.8.: Subjecte 1. Model de 3 graus de llibertat. Tots els marcadors. Resultats II

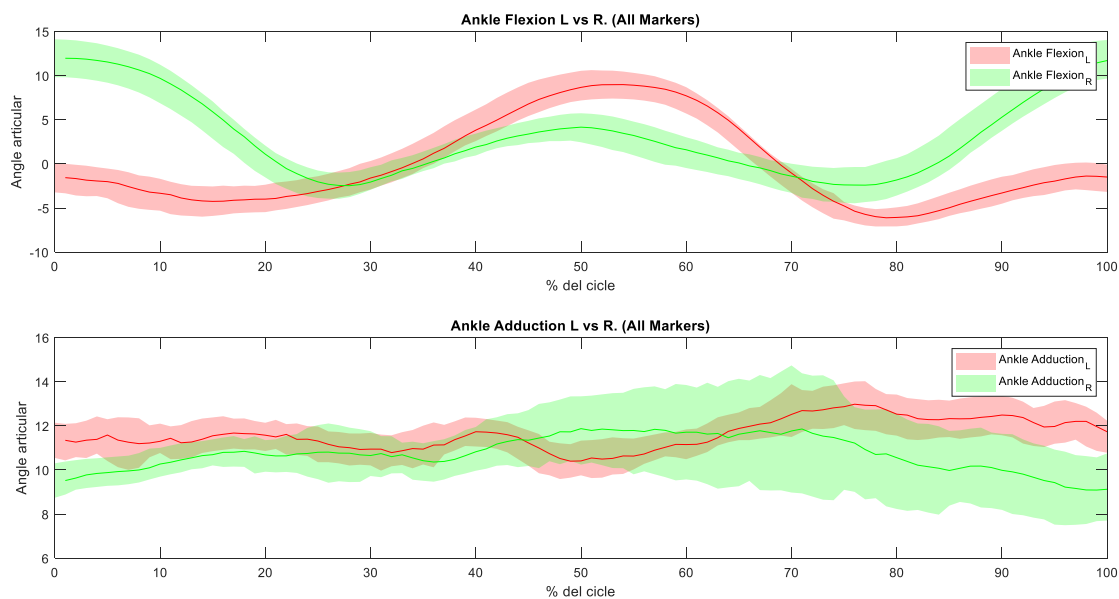


Figura 0.9.: Subjecte 1. Model de 3 graus de llibertat. Tots els marcadors. Resultats III

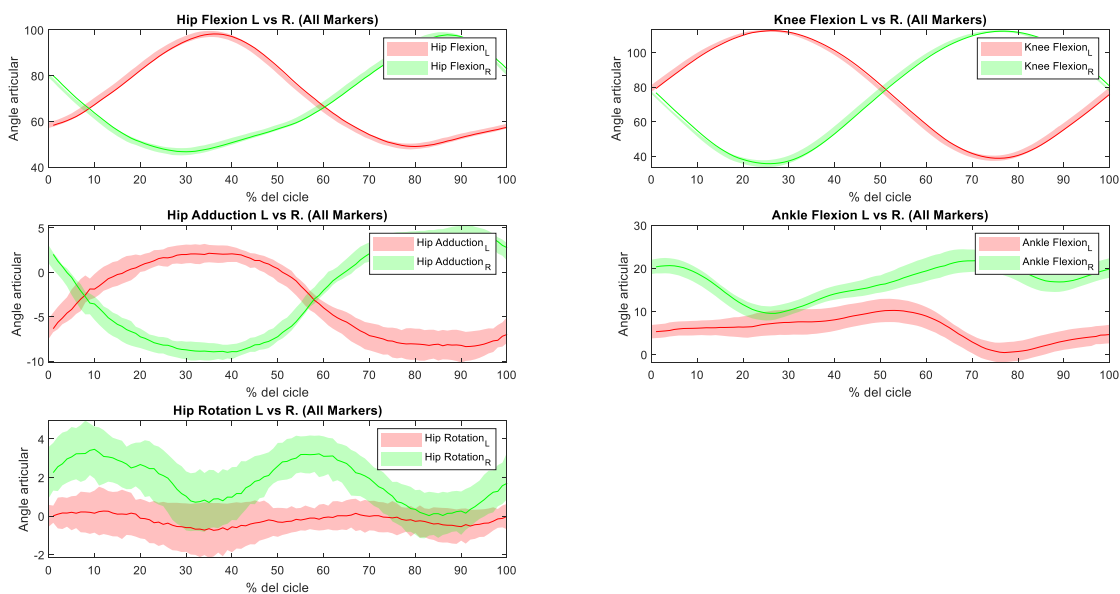


Figura 0.10.: Subjecte 1. Model General. Model de clústers. Resultats

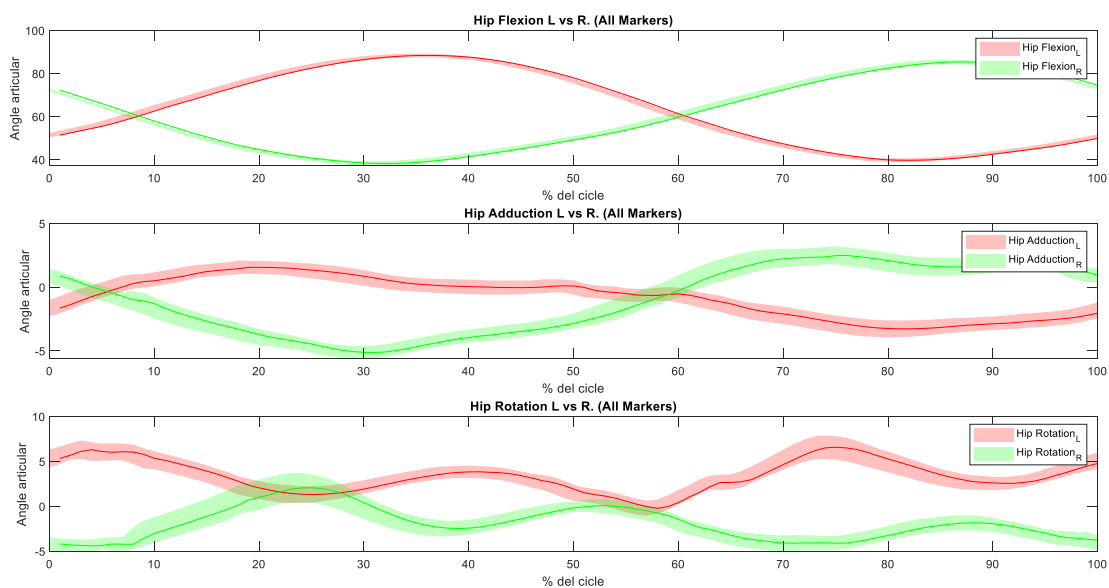


Figura 0.11.: Subjecte 1. Model de 6 graus de llibertat. Model de clústers. Resultats I

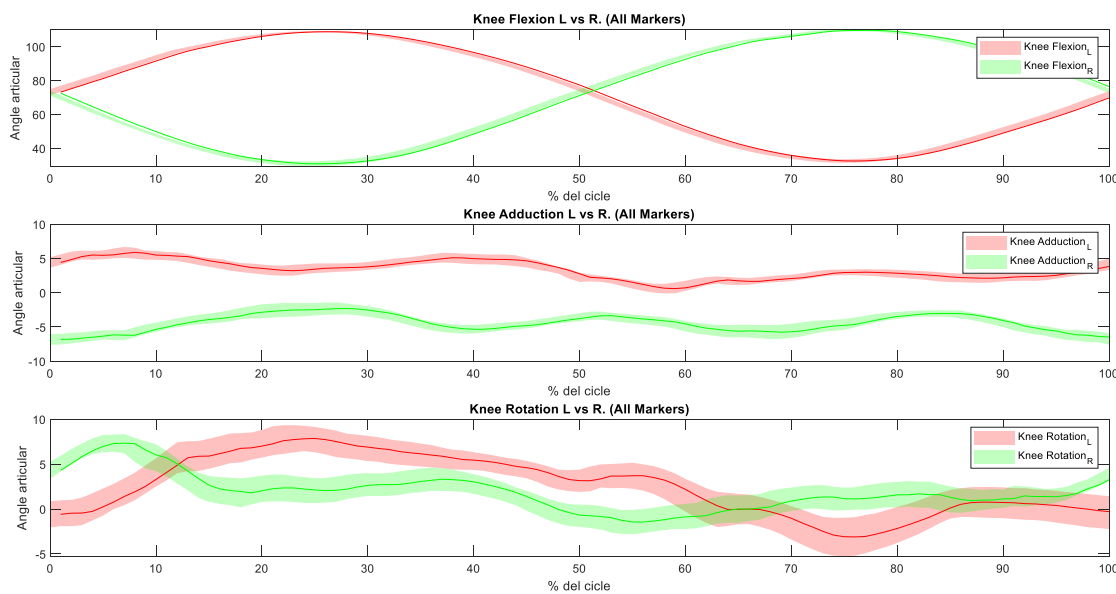
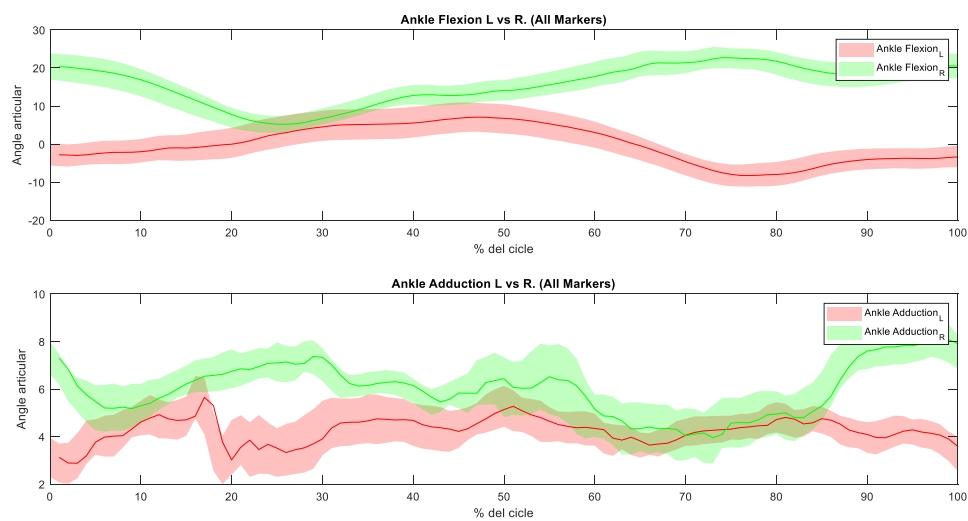
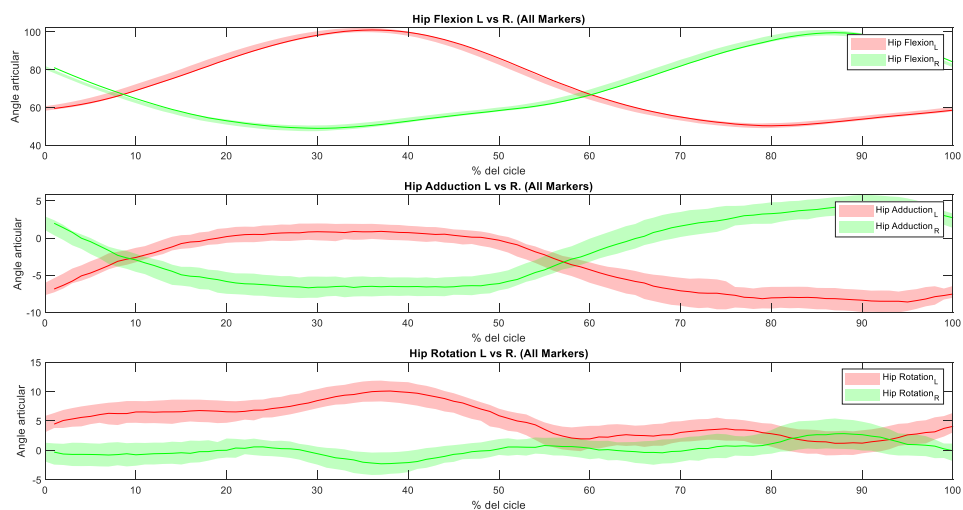


Figura 0.12.: Subjecte 1. Model de 6 graus de llibertat. Model de clústers. Resultats II



**Figura 0.13.:** Subjecte 1. Model de 6 graus de llibertat. Model de clústers. Resultats III



**Figura 0.14.:** Subjecte 1. Model de 3 graus de llibertat. Model de clústers. Resultats I

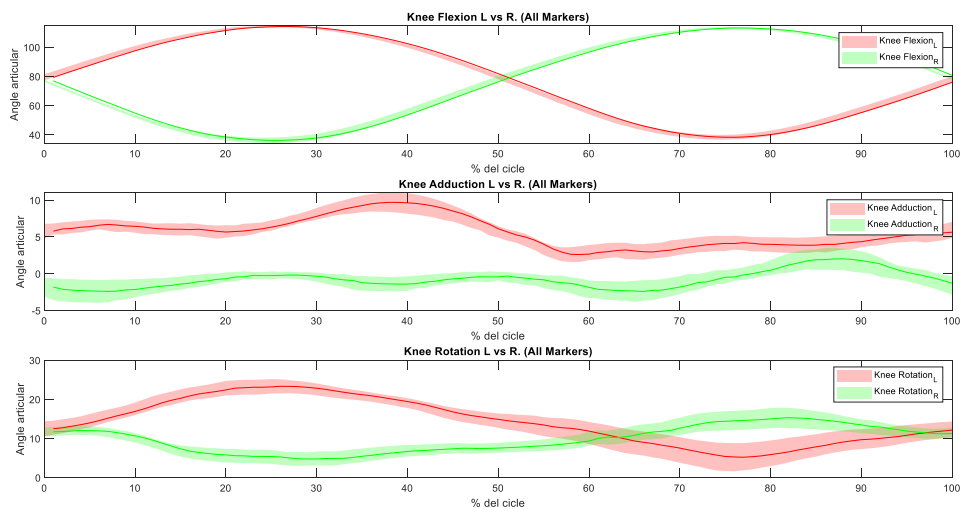


Figura 0.15.: Subjecte 1. Model de 3 graus de llibertat. Model de clústers. Resultats II

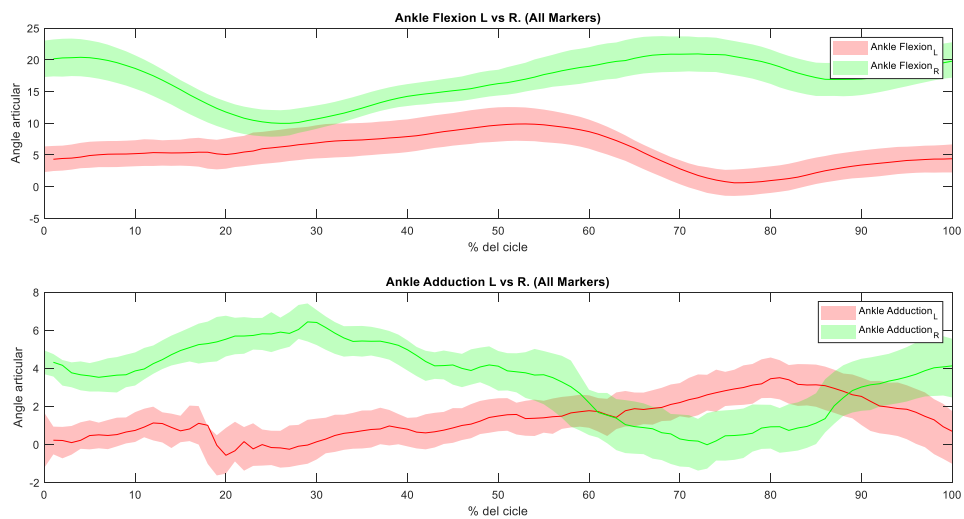


Figura 0.16.: Subjecte 1. Model de 3 graus de llibertat. Model de clústers. Resultats III

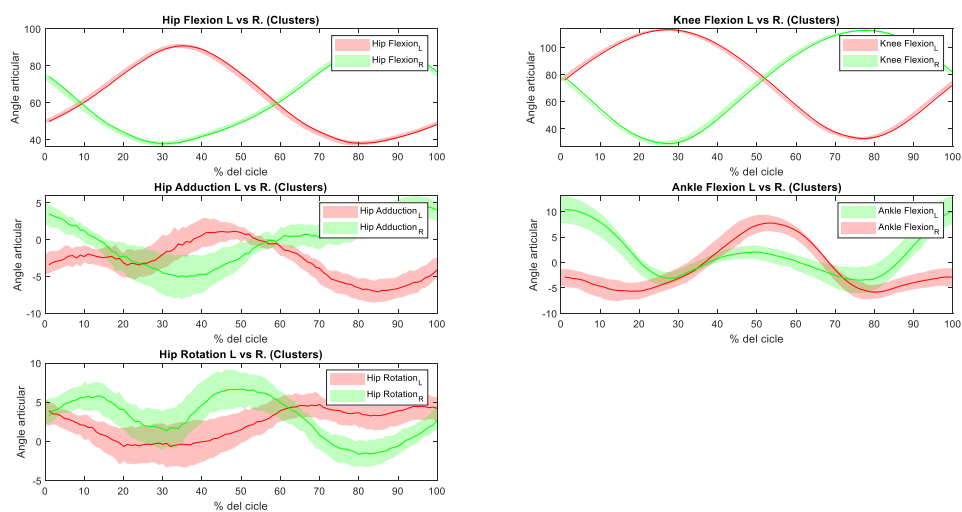


Figura 0.17.: Subjecte 2. Model general. Tots els marcadors. Resultats

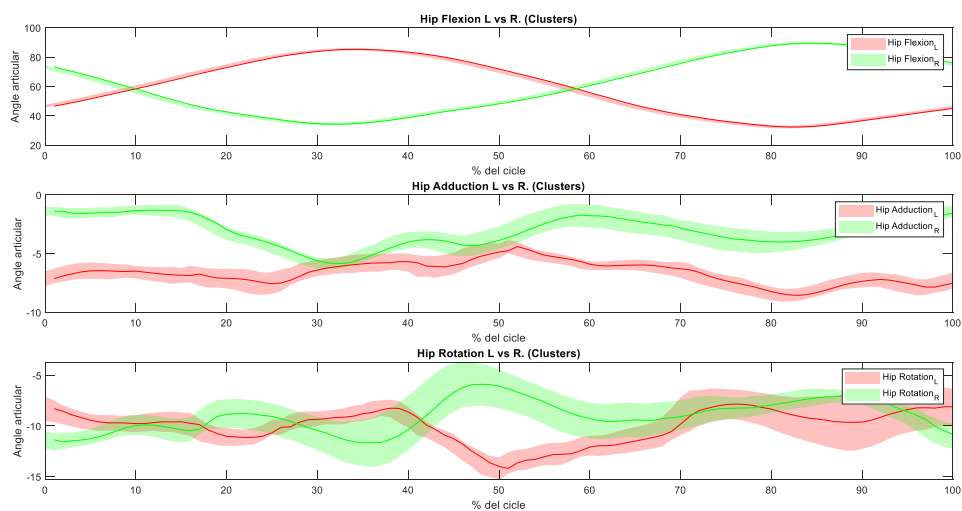


Figura 0.18.: Subjecte 2. Model de 6 graus de llibertat. Tots els marcadors. Resultats I

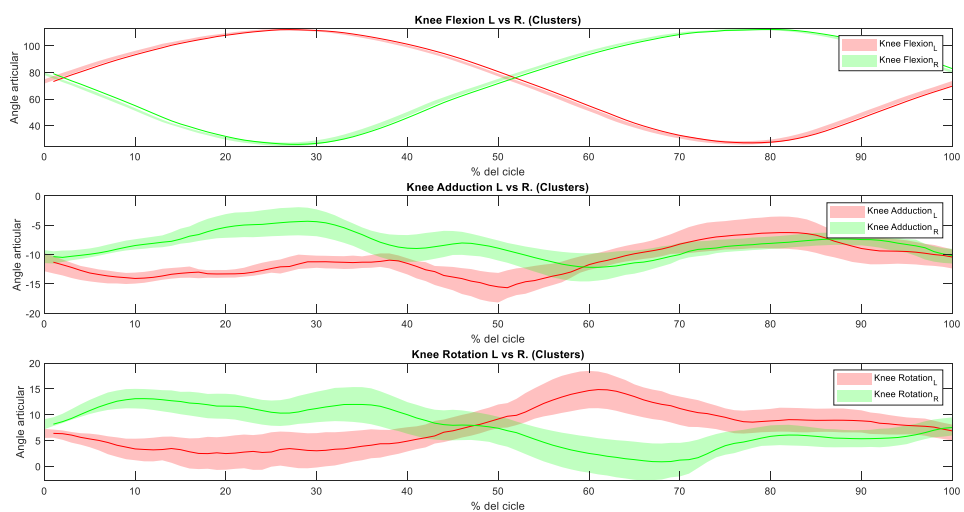


Figura 0.19.: Subjecte 2. Model de 6 graus de llibertat. Tots els marcadors. Resultats II

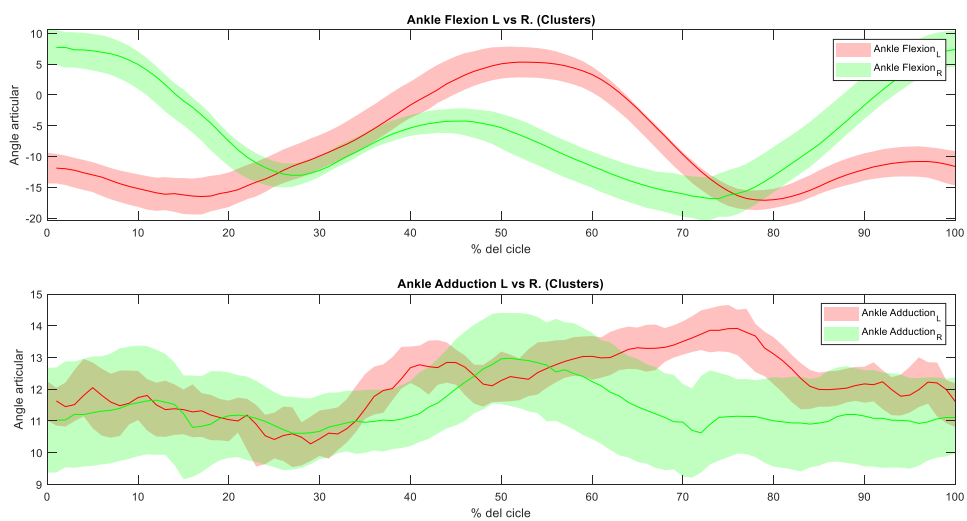


Figura 0.20.: Subjecte 2. Model de 6 graus de llibertat. Tots els marcadors. Resultats III

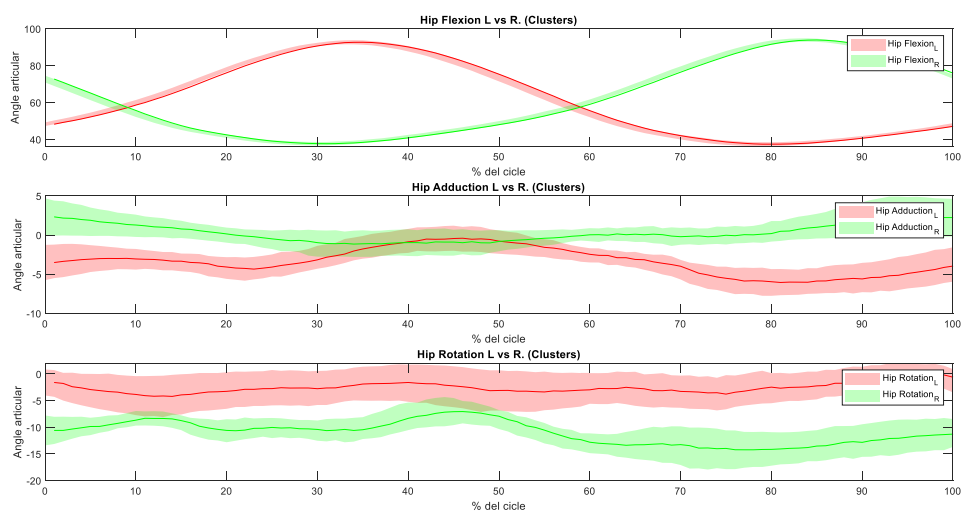


Figura 0.21.: Subjecte 2. Model de 3 graus de llibertat. Tots els marcadors. Resultats I

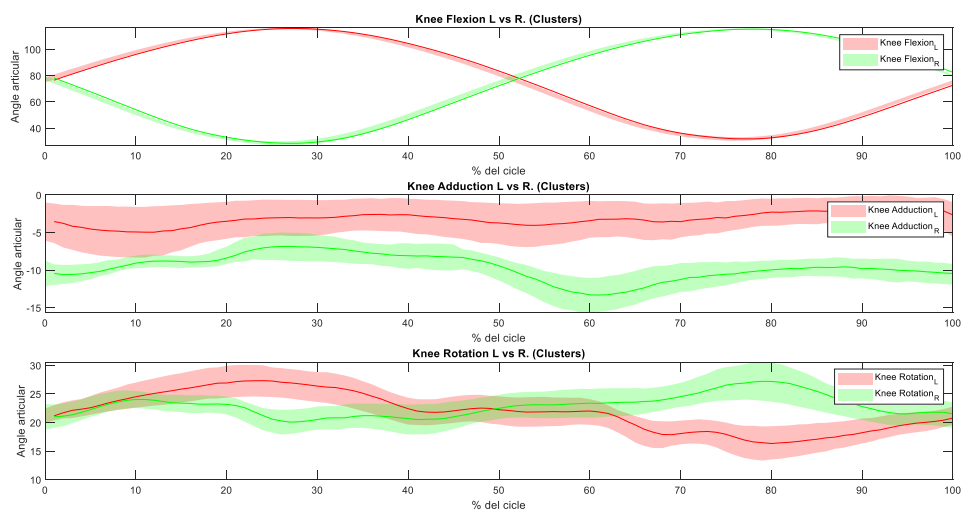


Figura 0.22.: Subjecte 2. Model de 3 graus de llibertat. Tots els marcadors. Resultats II



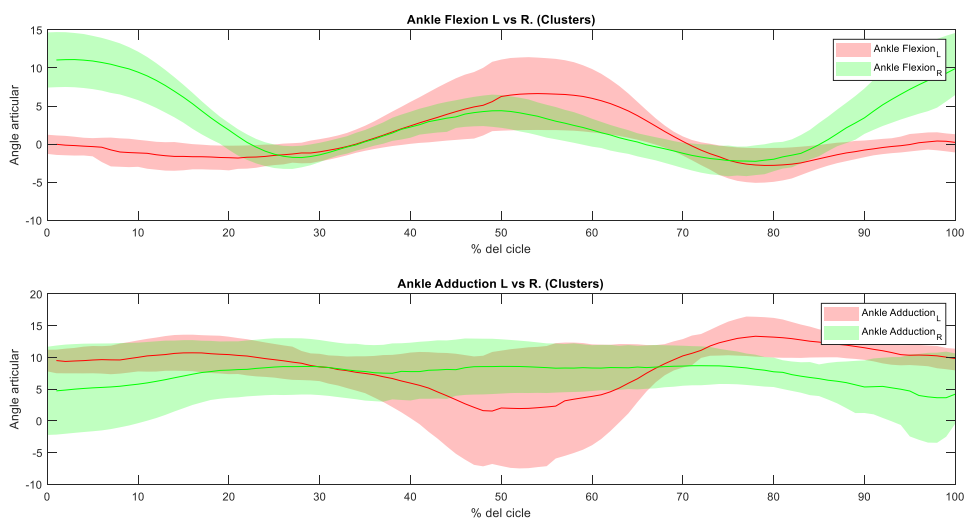


Figura 0.23.: Subjecte 2. Model de 3 graus de llibertat. Tots els marcadors. Resultats III

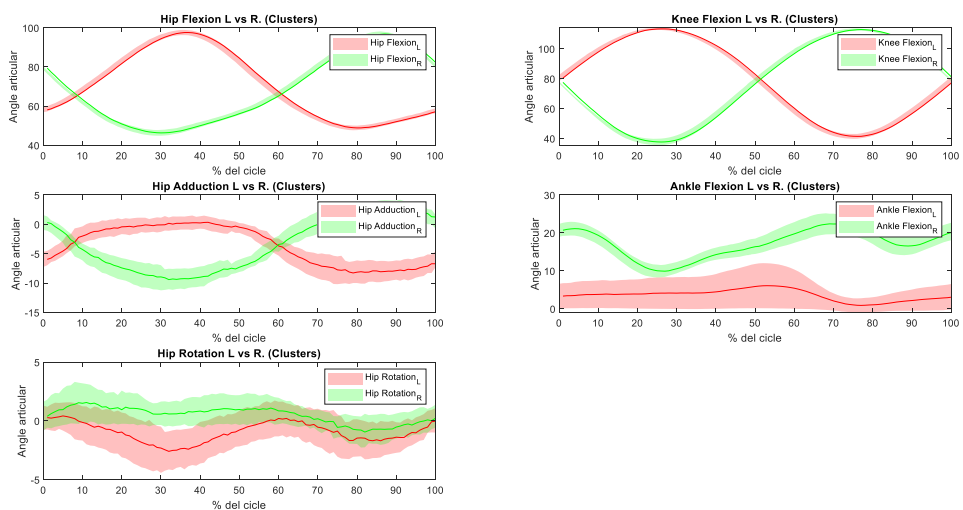
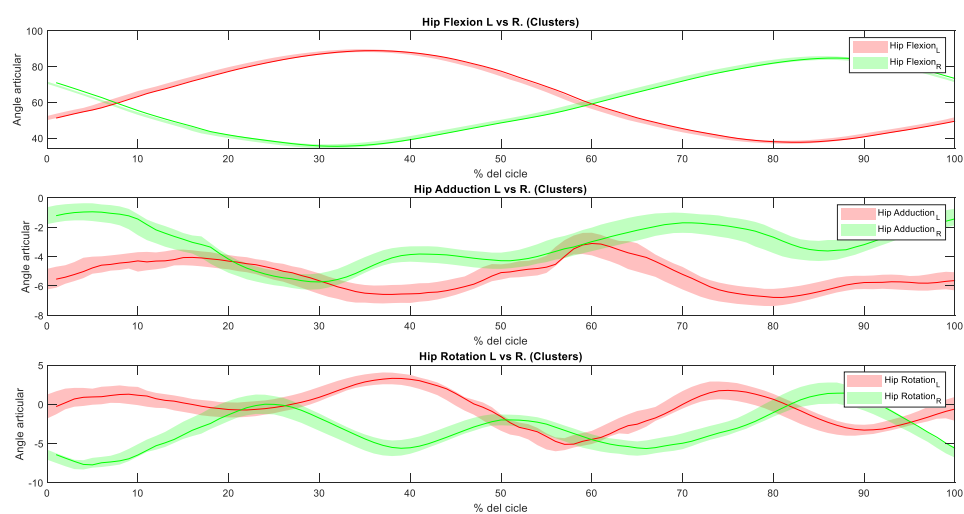
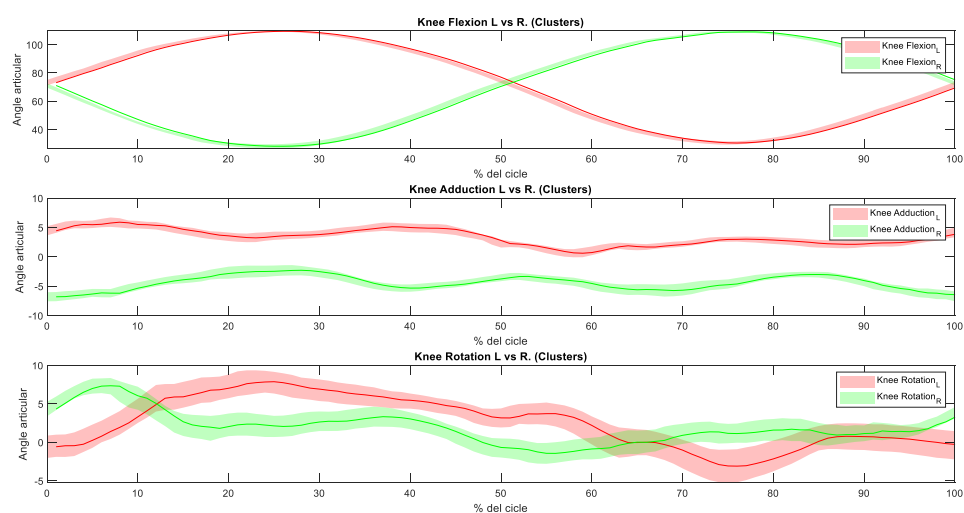


Figura 0.24.: Subjecte 2. Model general. Model de clústers. Resultats



**Figura 0.25.:** Subjecte 2. Model de 6 graus de llibertat. Model de clústers. Resultats I



**Figura 0.26.:** Subjecte 2. Model de 6 graus de llibertat. Model de clústers. Resultats II

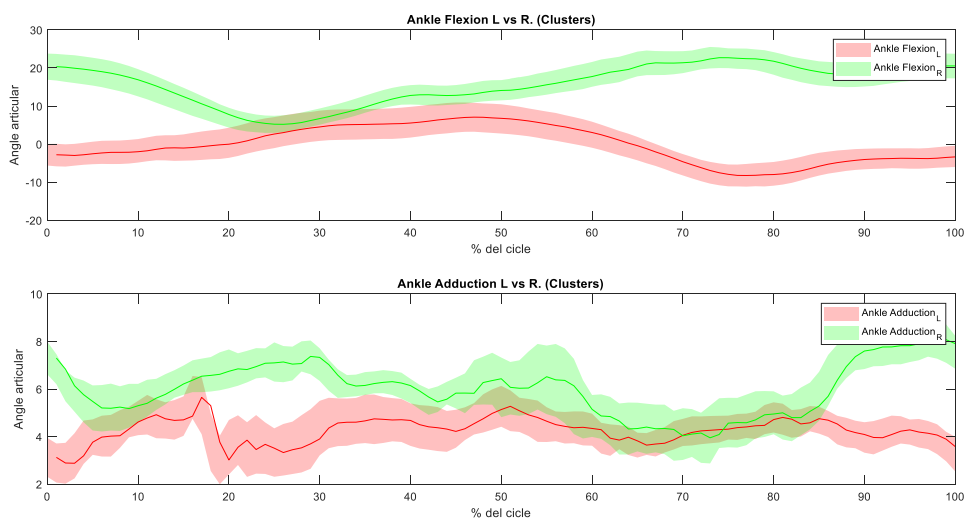


Figura 0.27.: Subjecte 2. Model de 6 graus de llibertat. Model de clústers. Resultats III

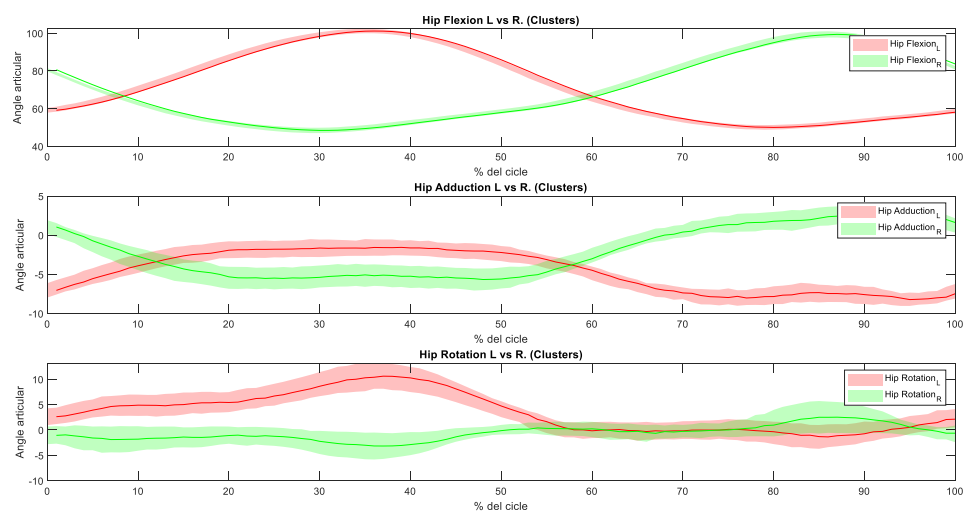


Figura 0.28.: Subjecte 2. Model de 3 graus de llibertat. Model de clústers. Resultats I

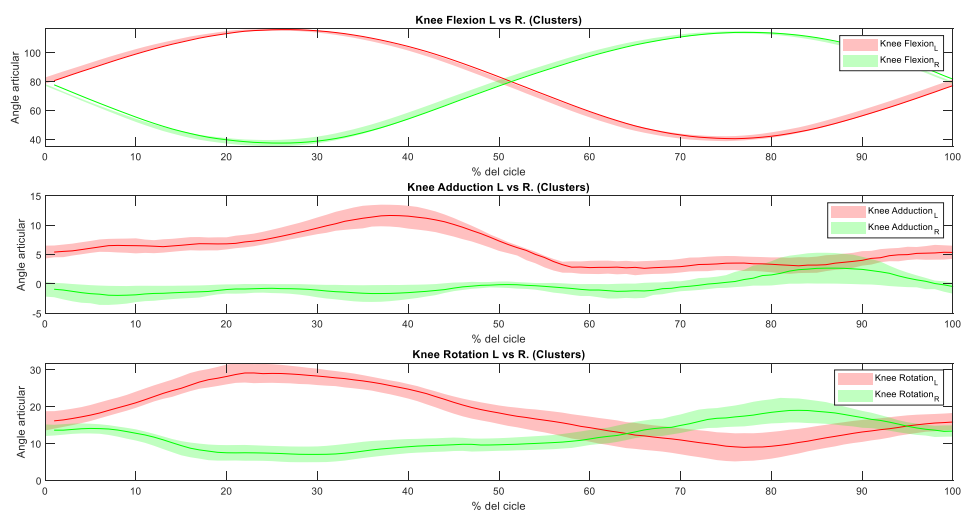


Figura 0.29.: Subjecte 2. Model de 3 graus de llibertat. Model de clústers. Resultats II

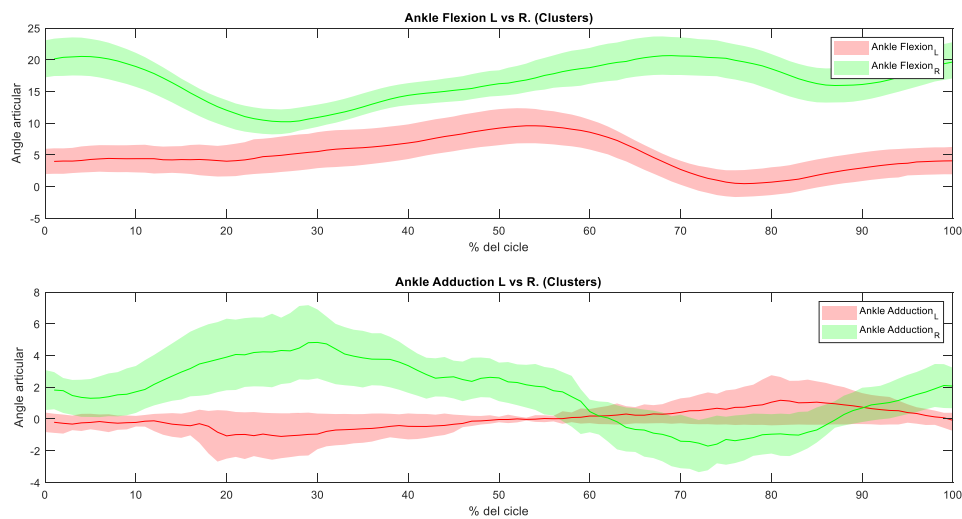


Figura 0.30.: Subjecte 2. Model de 3 graus de llibertat. Model de clústers. Resultats III

### 10.3. Resultats obtinguts amb OpenSim

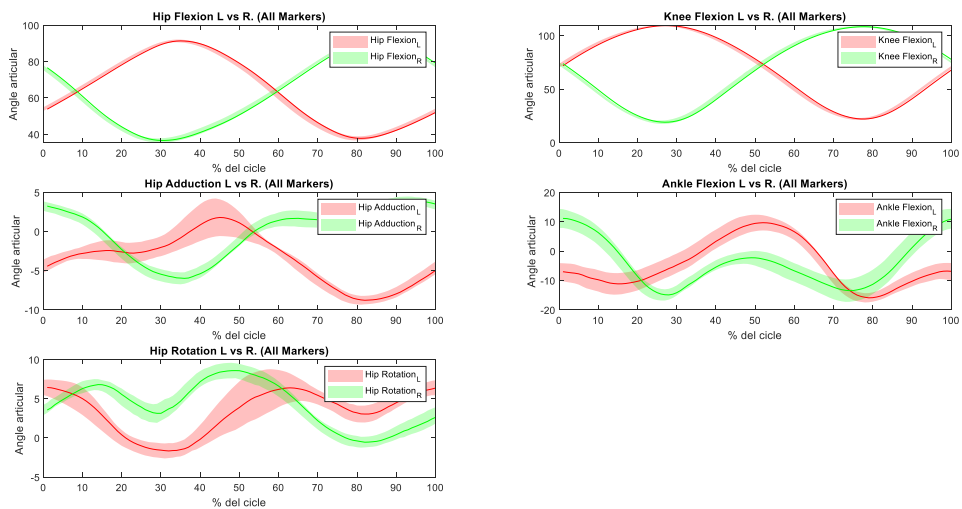


Figura 0.31.: Subjecte 1. Model general. Tots els marcadors. Resultats

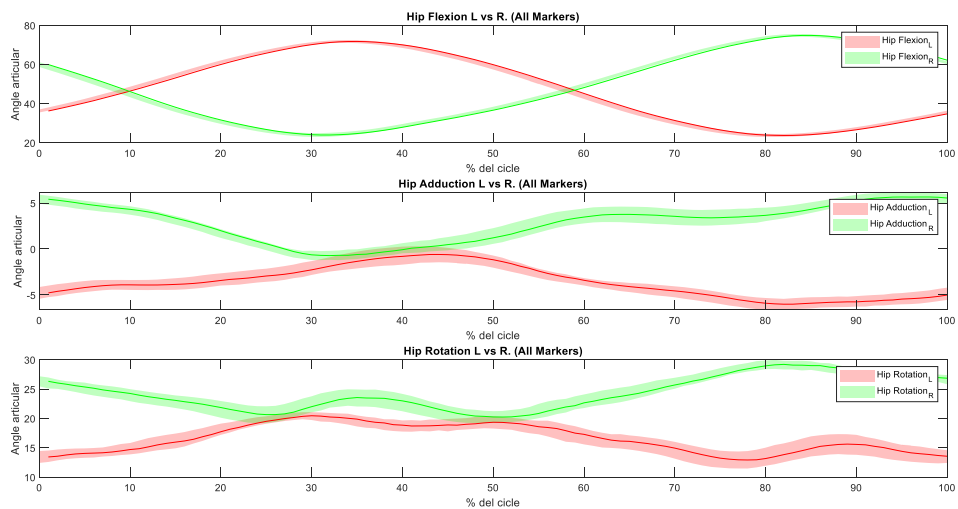
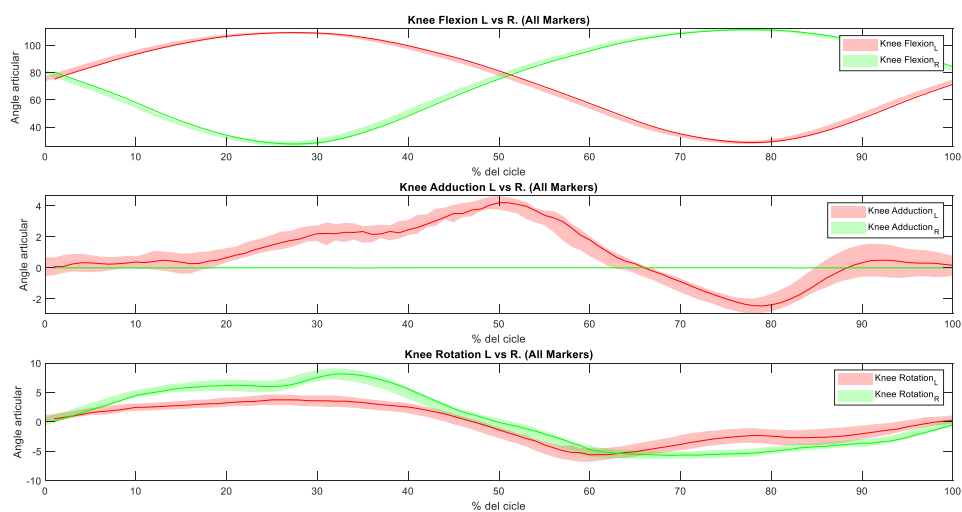
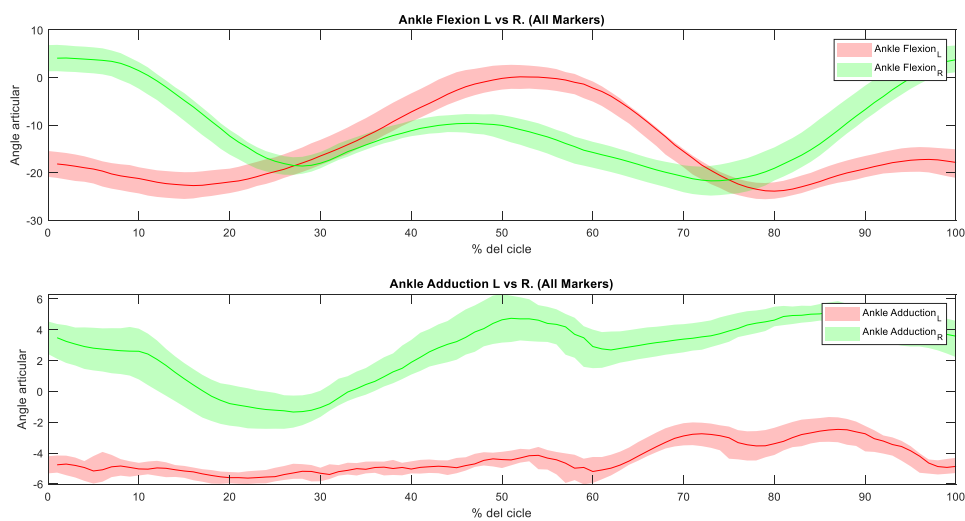


Figura 0.32.: Subjecte 1. Model de 6 graus de llibertat. Tots els marcadors. Resultats I



**Figura 0.33.:** Subjecte 1. Model de 6 graus de llibertat. Tots els marcadors. Resultats II



**Figura 0.34.:** Subjecte 1. Model de 6 graus de llibertat. Tots els marcadors. Resultats III

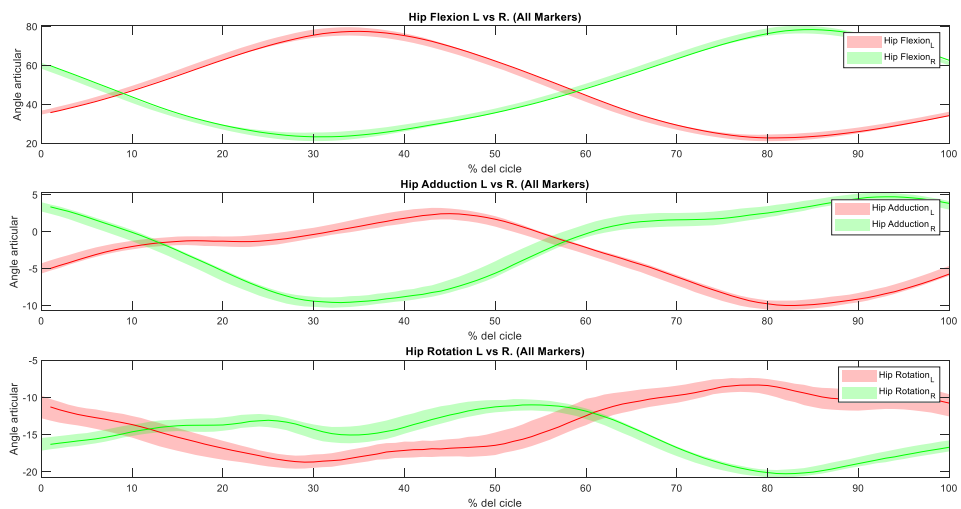


Figura 0.35.: Subjecte 1. Model de 3 graus de llibertat. Tots els marcadors. Resultats I

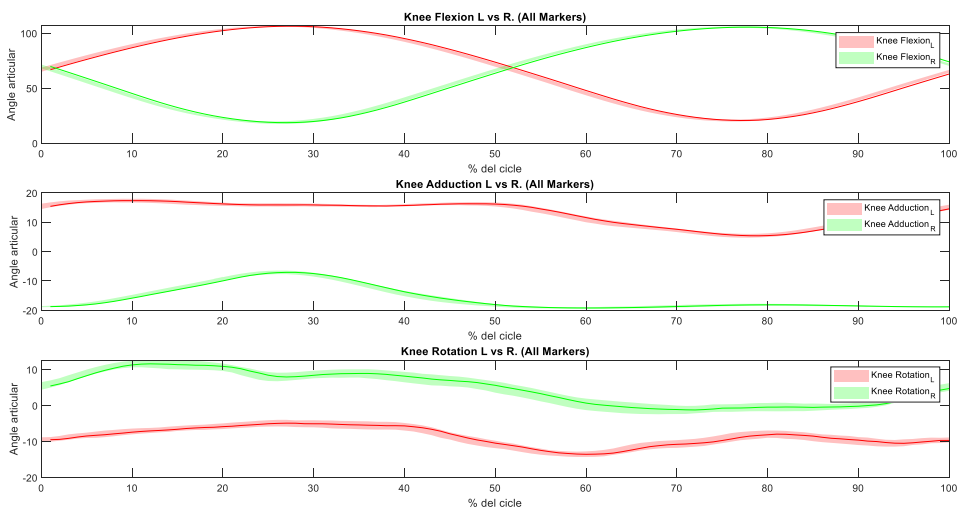


Figura 0.36.: Subjecte 1. Model de 3 graus de llibertat. Tots els marcadors. Resultats II

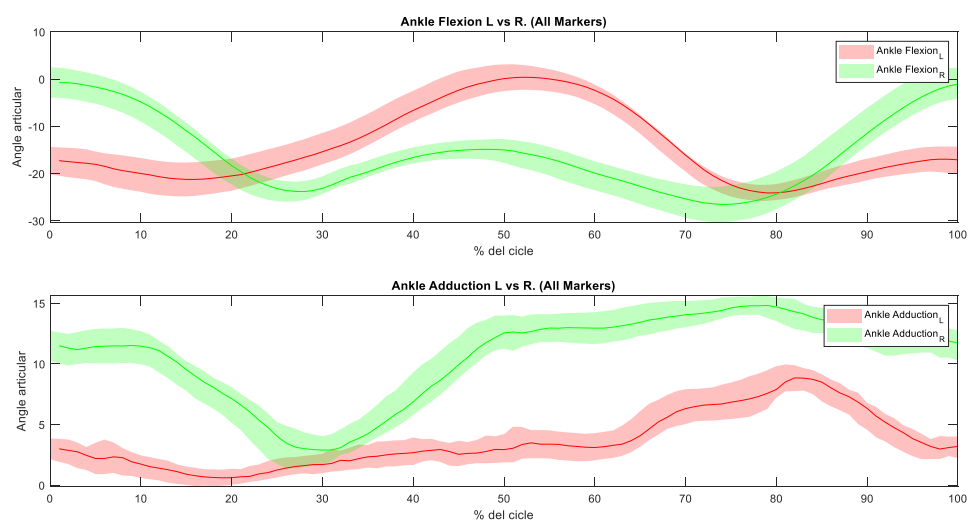


Figura 0.37.: Subjecte 1. Model de 3 graus de llibertat. Tots els marcadors. Resultats III

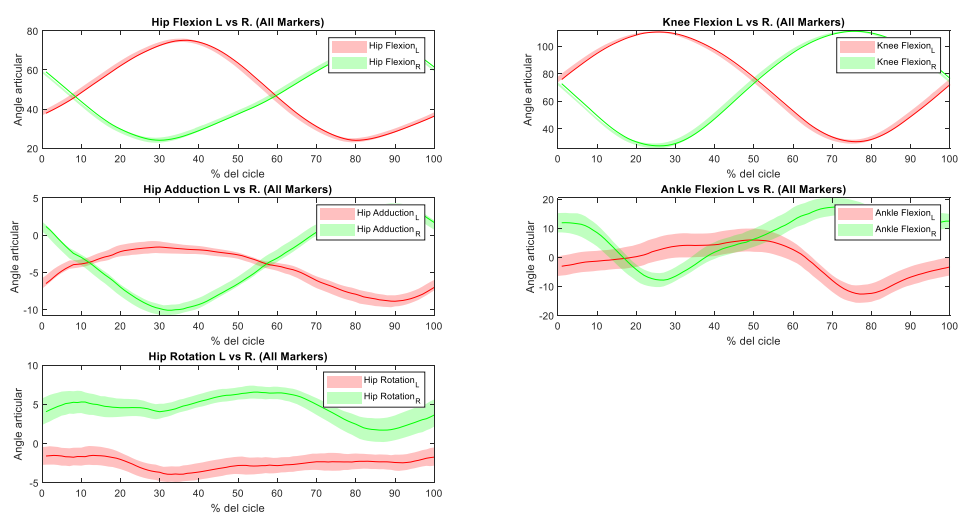


Figura 0.38.: Subjecte 1. Model general. Model de clústers. Resultats



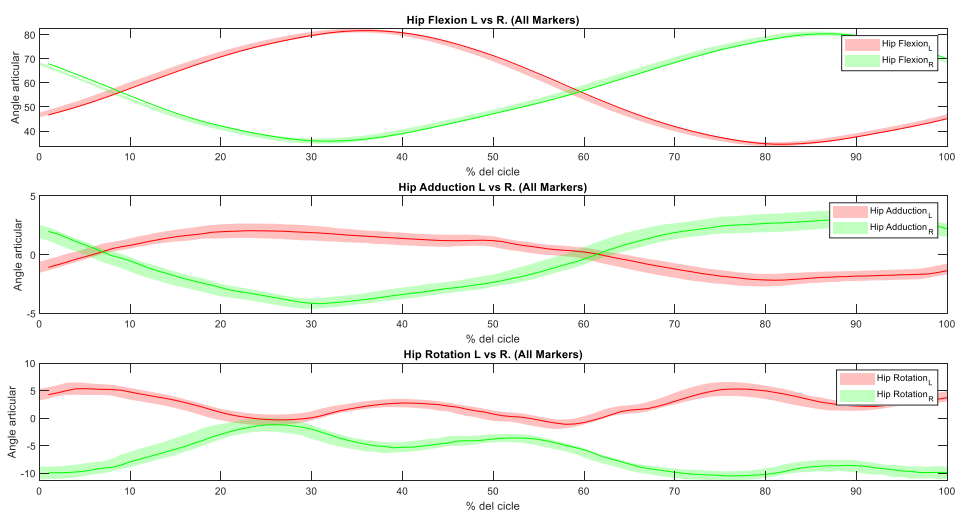


Figura 0.39.: Subjecte 1. Model de 6 graus de llibertat. Model de clústers. Resultats I

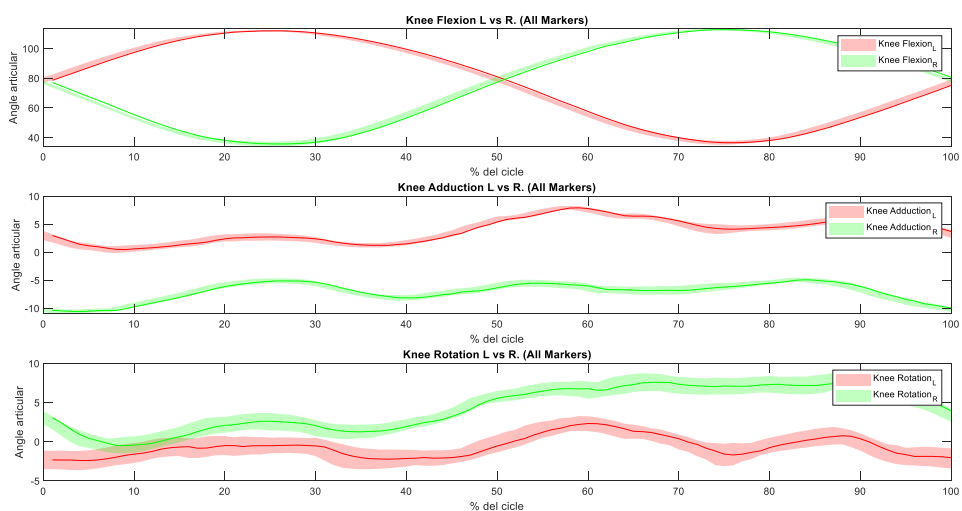
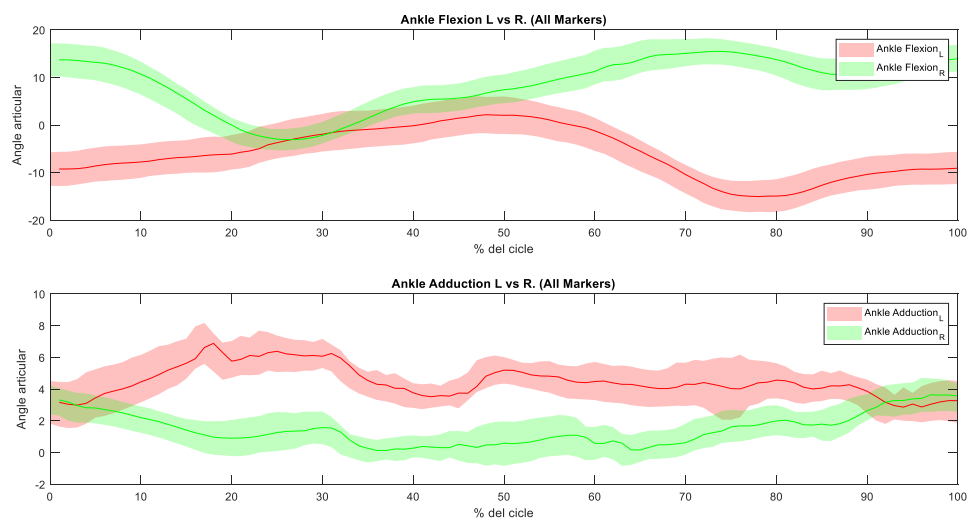
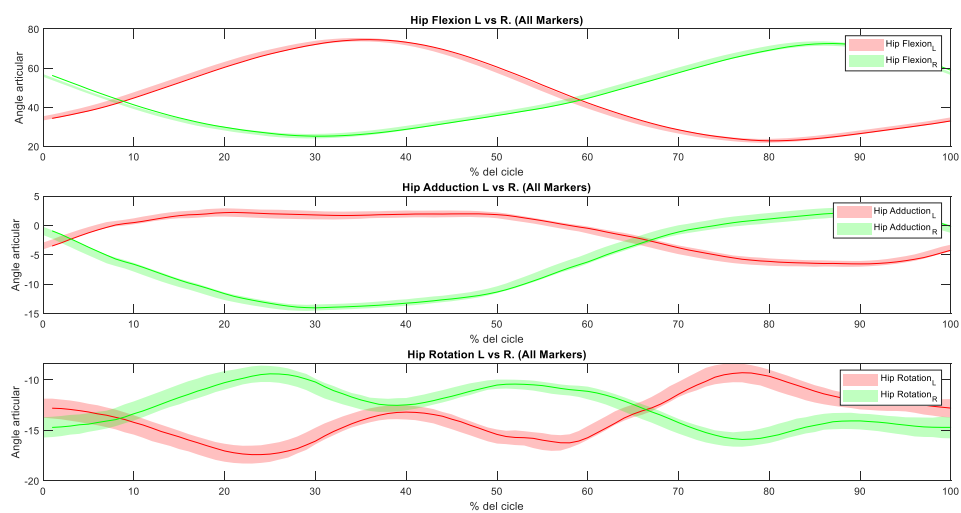


Figura 0.40.: Subjecte 1. Model de 6 graus de llibertat. Model de clústers. Resultats II



**Figura 0.41.:** Subjecte 1. Model de 6 graus de llibertat. Model de clústers. Resultats III



**Figura 0.42.:** Subjecte 1. Model de 3 graus de llibertat. Model de clústers. Resultats I

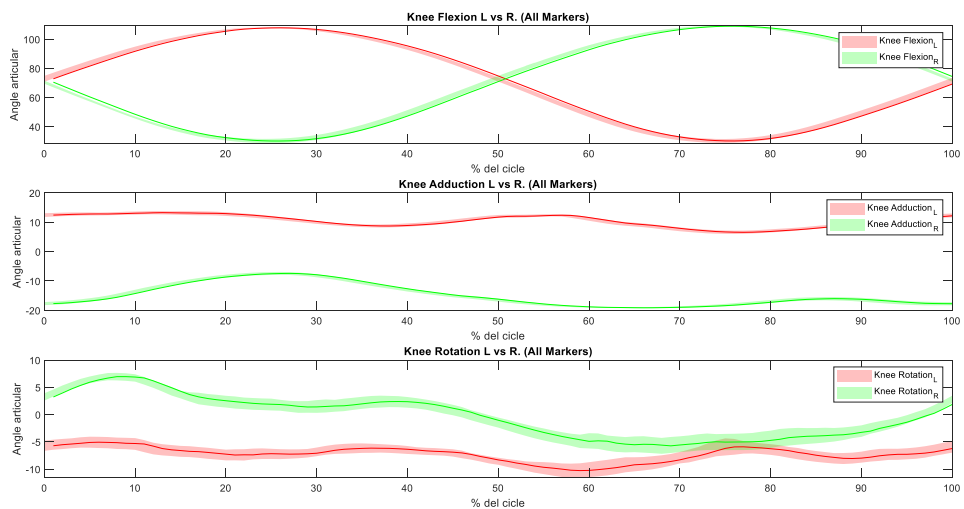


Figura 0.43.: Subjecte 1. Model de 3 graus de llibertat. Model de clústers. Resultats II

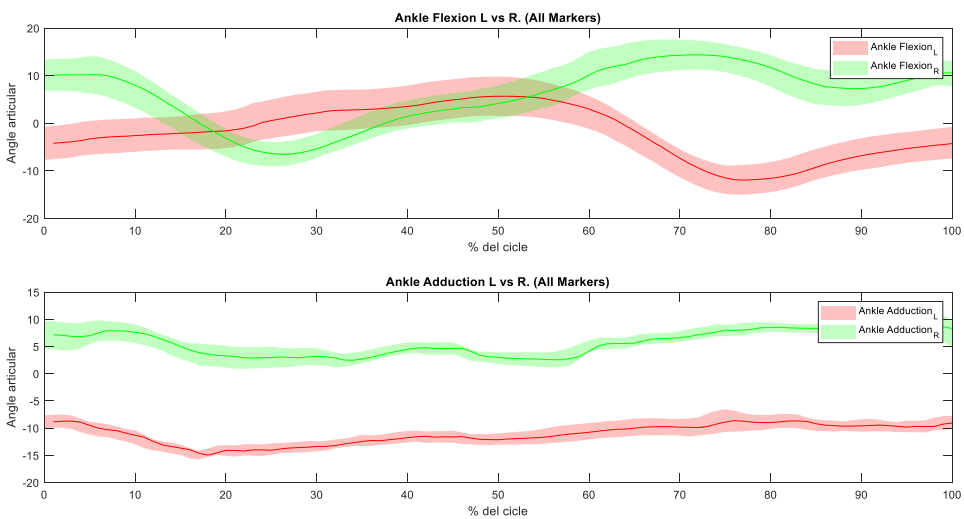


Figura 0.44.: Subjecte 1. Model de 3 graus de llibertat. Model de clústers. Resultats III

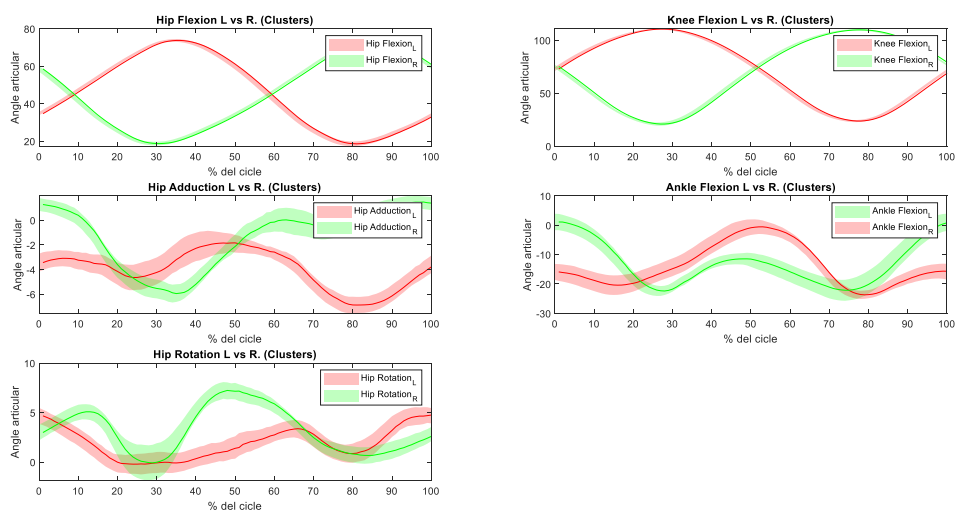


Figura 0.45.: Subjecte 2. Model general. Tots els marcadors. Resultats

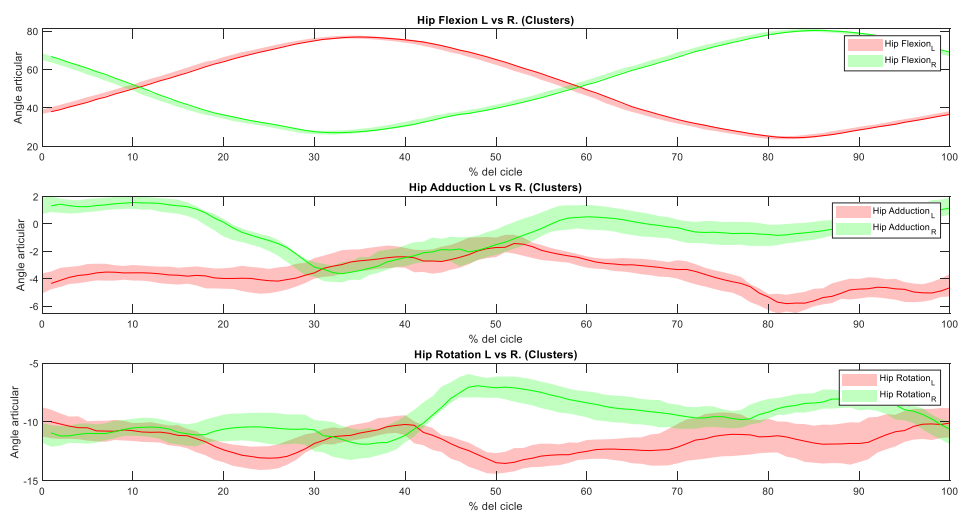


Figura 0.46.: Subjecte 2. Model de 6 graus de llibertat. Tots els marcadors. Resultats I

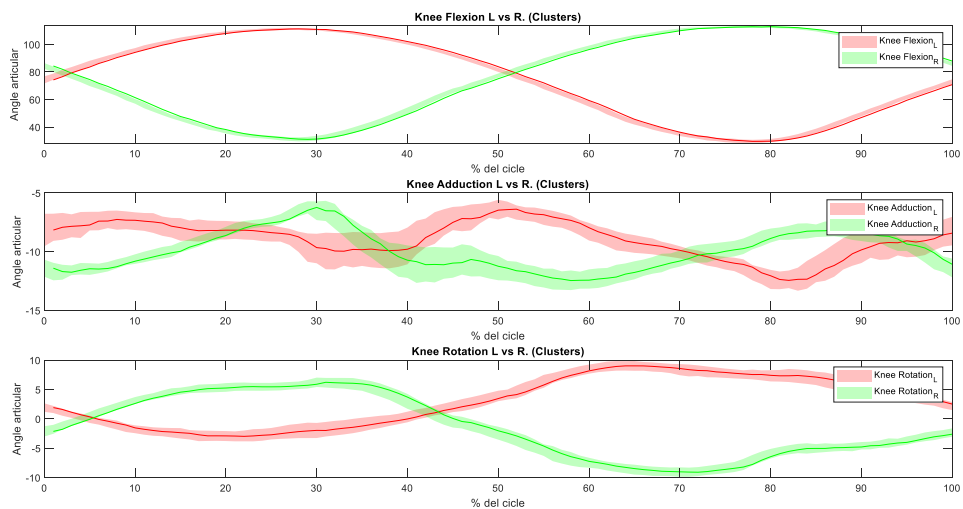


Figura 0.47.: Subjecte 2. Model de 6 graus de llibertat. Tots els marcadors. Resultats II

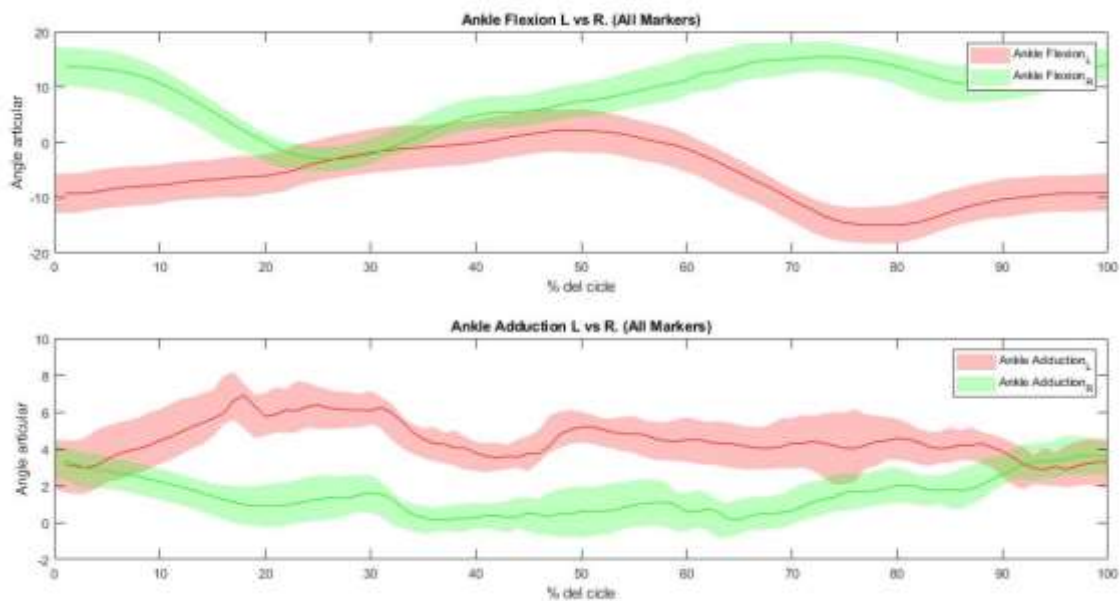
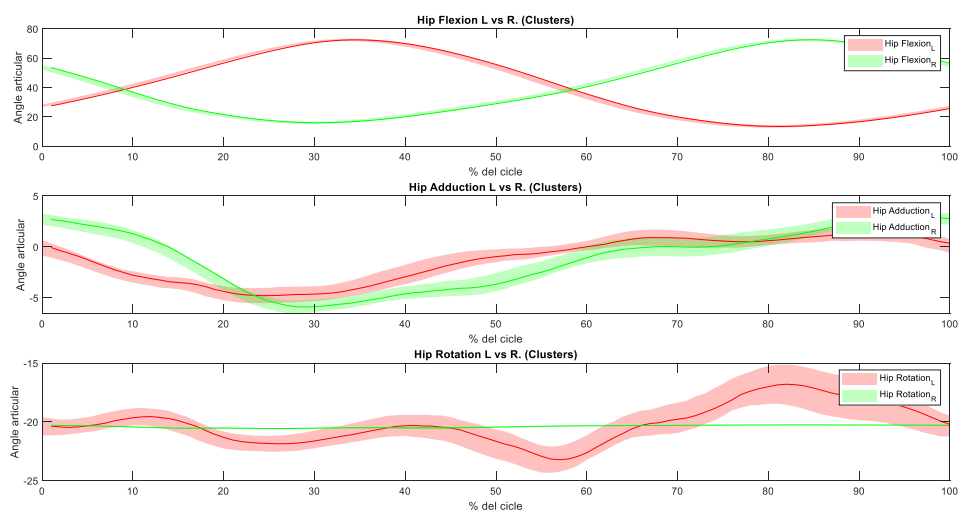
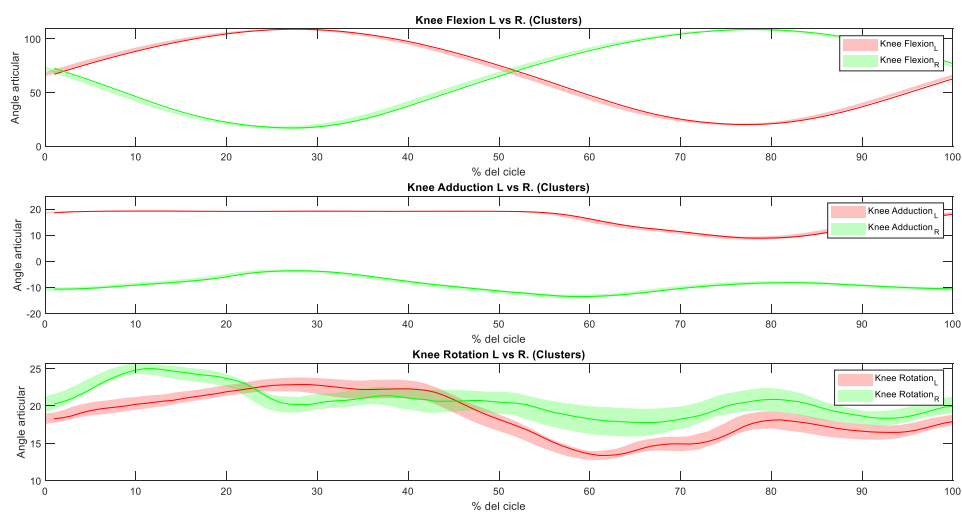


Figura 0.48.: Subjecte 2. Model de 6 graus de llibertat. Tots els marcadors. Resultats III



**Figura 0.49.:** Subject 2. Model de 3 graus de llibertat. Tots els marcadors. Resultats I



**Figura 0.50.:** Subject 2. Model de 3 graus de llibertat. Tots els marcadors. Resultats II

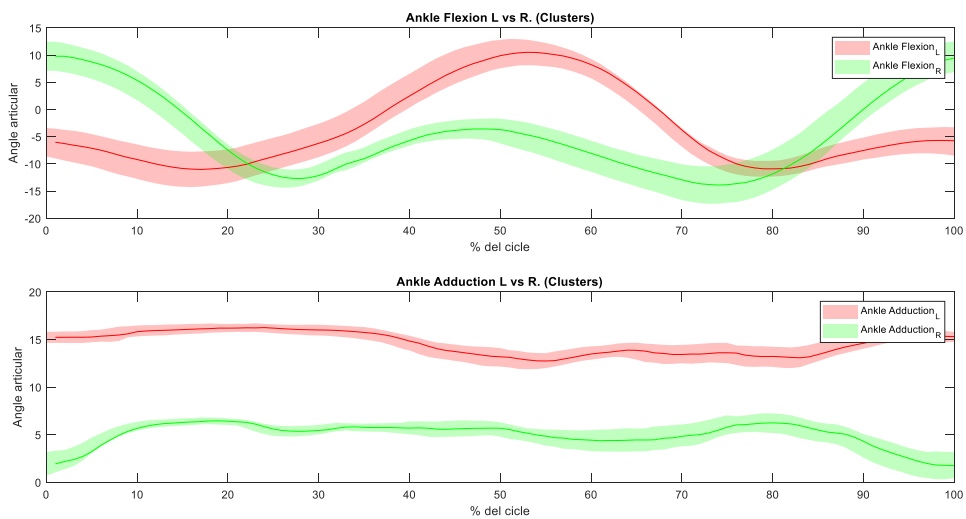


Figura 0.51.: Subjecte 2. Model de 3 graus de llibertat. Tots els marcadors. Resultats III

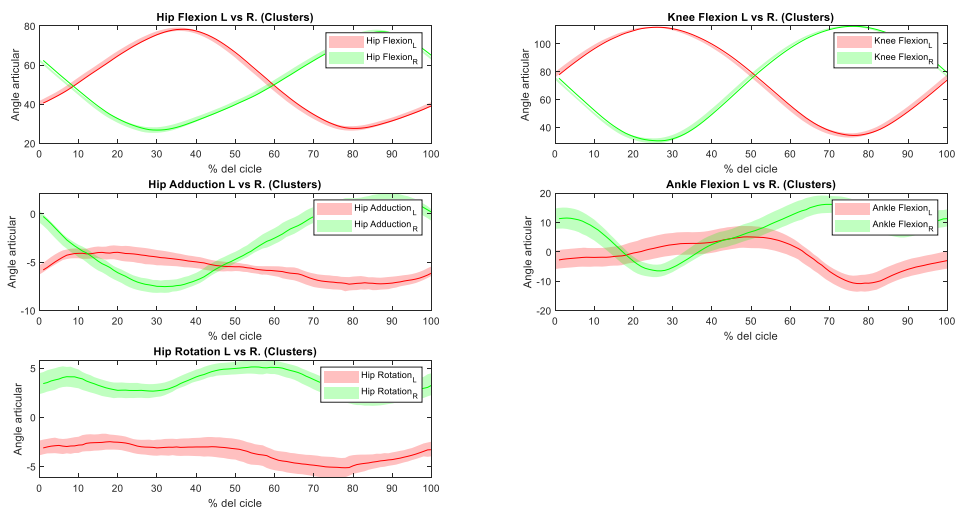
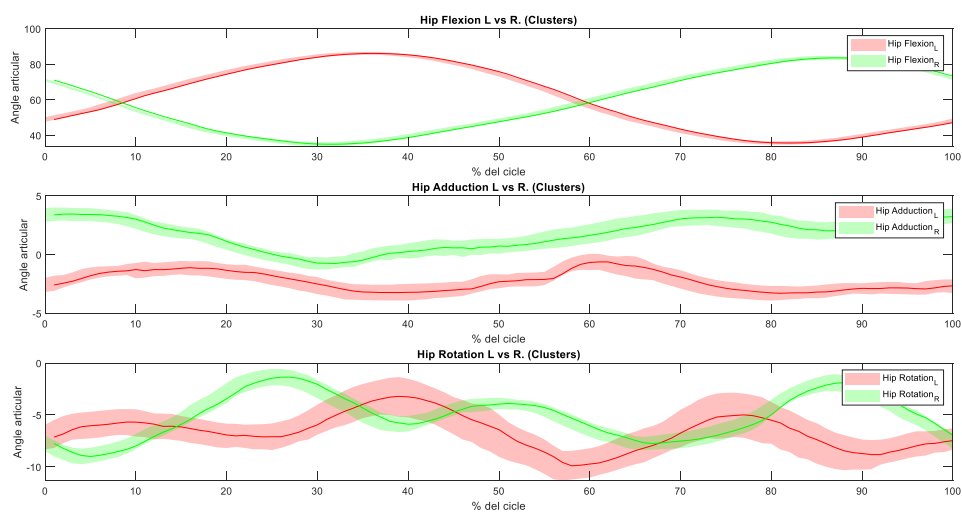
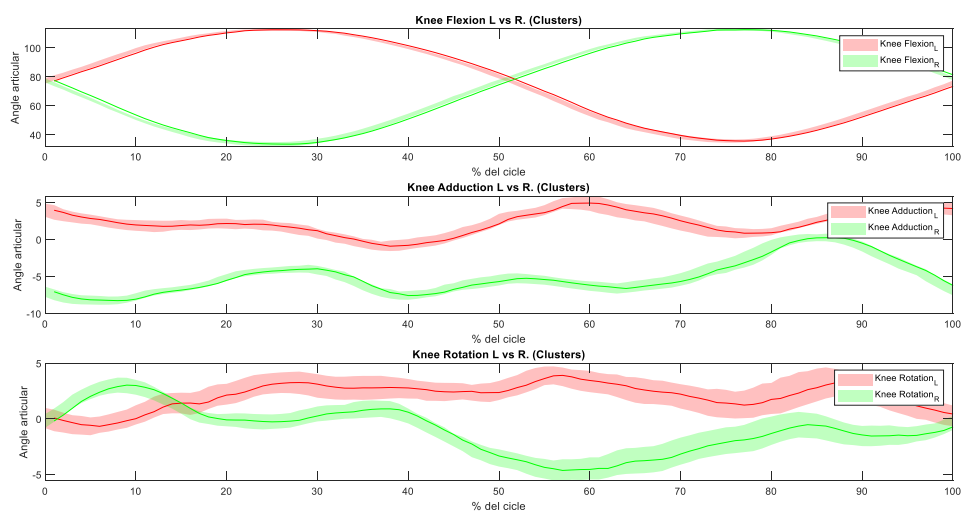


Figura 0.52.: Subjecte 2. Model general. Model de clústers. Resultats



**Figura 0.53.:** Subjecte 2. Model de 6 graus de llibertat. Model de clústers. Resultats I



**Figura 0.54.:** Subjecte 2. Model de 6 graus de llibertat. Model de clústers. Resultats II



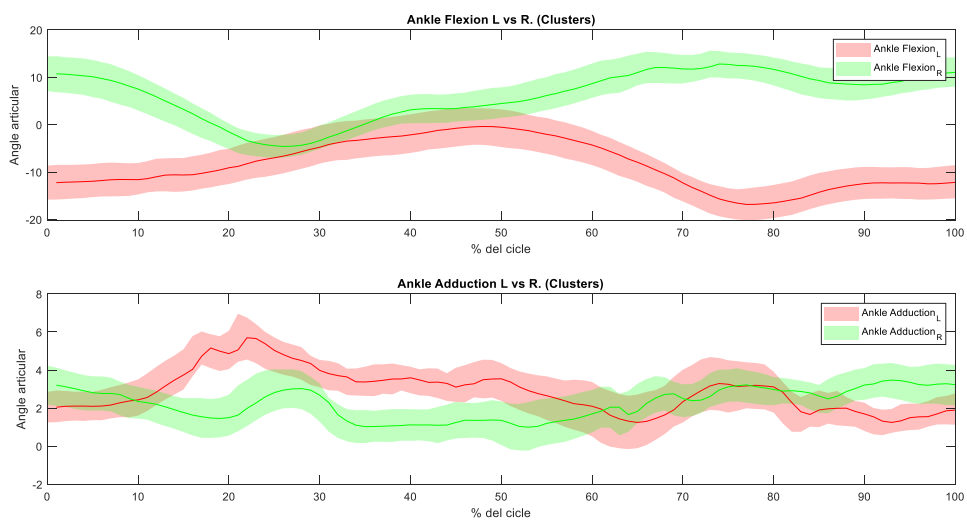


Figura 0.55.: Subjecte 2. Model de 6 graus de llibertat. Model de clústers. Resultats III

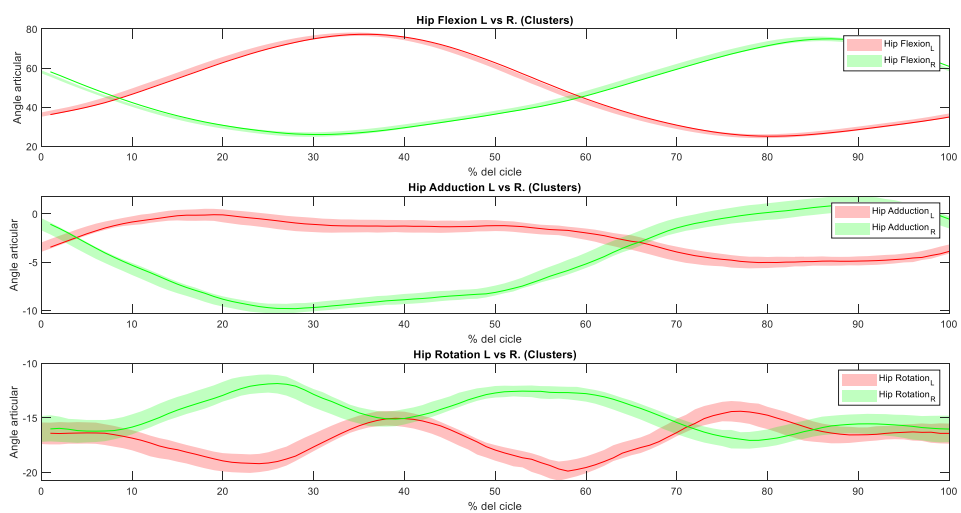
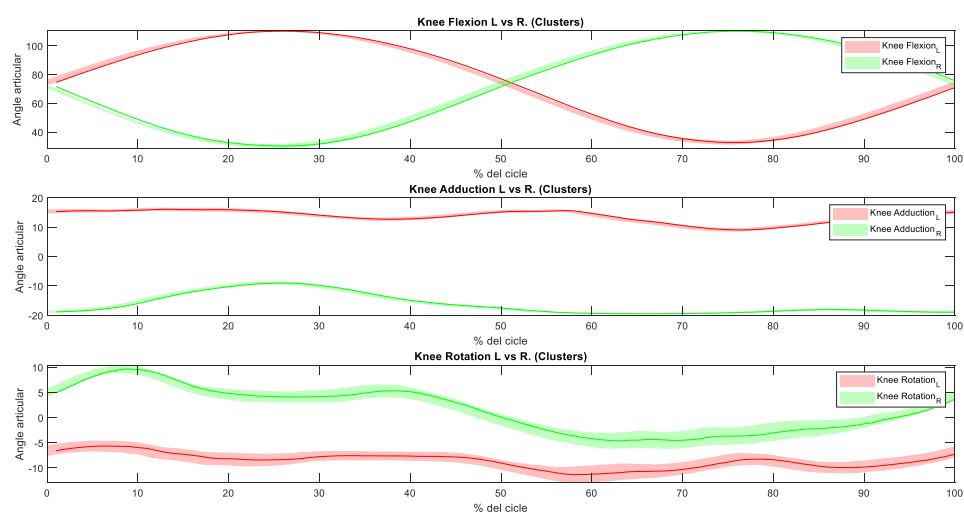
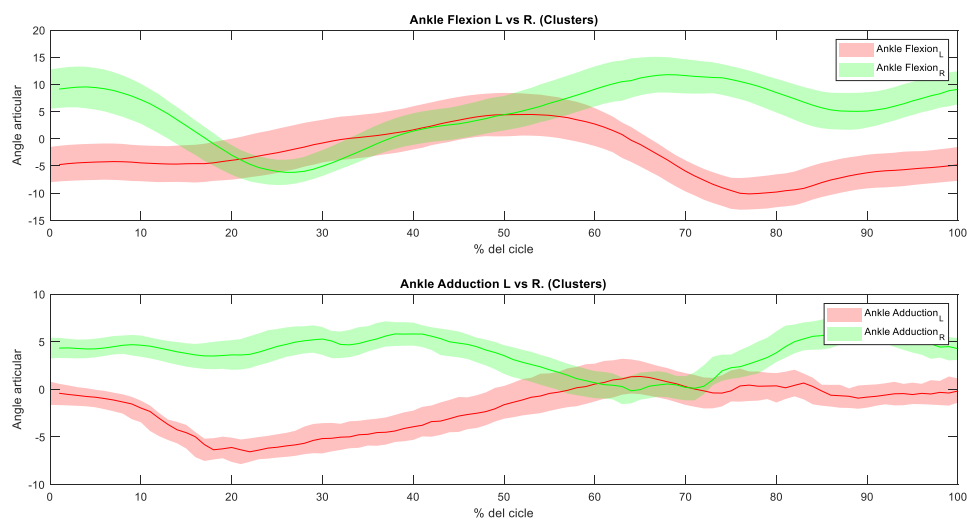


Figura 0.56.: Subjecte 2. Model de 3 graus de llibertat. Model de clústers. Resultats I



**Figura 0.57.:** Subject 2. Model de 3 graus de llibertat. Model de clústers. Resultats II



**Figura 0.58.:** Subject 2. Model de 3 graus de llibertat. Model de clústers. Resultats III