



UNIVERSITAT_{DE}
BARCELONA

**Moment de torsió externa tibial en la marxa.
Anàlisis dels tractaments biomecànics dirigits
des del peu en la torsió tibial interna.
Nova proposta correctora**

Ignasi Orrit Vilanova



Aquesta tesi doctoral està subjecta a la llicència **Reconeixement- NoComercial – SenseObraDerivada 4.0. Espanya de Creative Commons.**

Esta tesis doctoral está sujeta a la licencia **Reconocimiento - NoComercial – SinObraDerivada 4.0. España de Creative Commons.**

This doctoral thesis is licensed under the **Creative Commons Attribution-NonCommercial-NoDerivs 4.0. Spain License.**



UNIVERSITAT^{DE}
BARCELONA

TESI DOCTORAL

**Moment de torsió externa tibial en la marxa.
Anàlisis dels tractaments biomecànics dirigits
des del peu en la torsió tibial interna.
Nova proposta correctora**

Ignasi Orrit Vilanova

Barcelona, 2021



UNIVERSITAT^{DE}
BARCELONA

Programa de Doctorat en Biomedicina

Facultat de Medicina

Departament de Ciències Clíniques. Secció Departamental de Podologia

**Moment de torsió externa tibial en la marxa.
Anàlisis dels tractaments biomecànics dirigits
des del peu en la torsió tibial interna.
Nova proposta correctora**

Memòria presentada per **IGNASI ORRIT VILANOVA**, per optar al grau
de Doctor per la Universitat de Barcelona.

DR. CARLES VERGÉS SALAS

Director

DR. CASIMIRO FRANCISCO JAVIERRE GARCÉS

Tutor

Gairebé tots els qui desconfien de les seves pròpies forces ignoren el meravellós poder de l'atenció prolongada.

Santiago Ramón y Cajal

Si hagués de tornar a viure la vida, hauria creat una norma per llegir una mica de poesia i escoltar música com a mínim un cop a la setmana, perquè potser les parts atrofiades del meu cervell s'haurien mantingut actives gràcies a l'ús. La pèrdua d'aquests gustos és una pèrdua de felicitat i, probablement, això és perjudicial per a l'intel·lecte, i encara més per al caràcter moral, pel debilitament de la part emocional de la nostra naturalesa.

Charles Darwin

L'art és «jo»; la ciència és «nosaltres»

Claude Bernard

El mètode és un discurs, un assaig prolongat d'un camí que es pensa. És un viatge, un desafiament, una travessia, una estratègia que assaja per arribar a un final pensat, imaginat i al mateix temps insòlit, imprevist i errant.

No és el discórrer d'un pensament segur de si mateix, és una recerca que s'inventa i es reconstrueix contínuament.

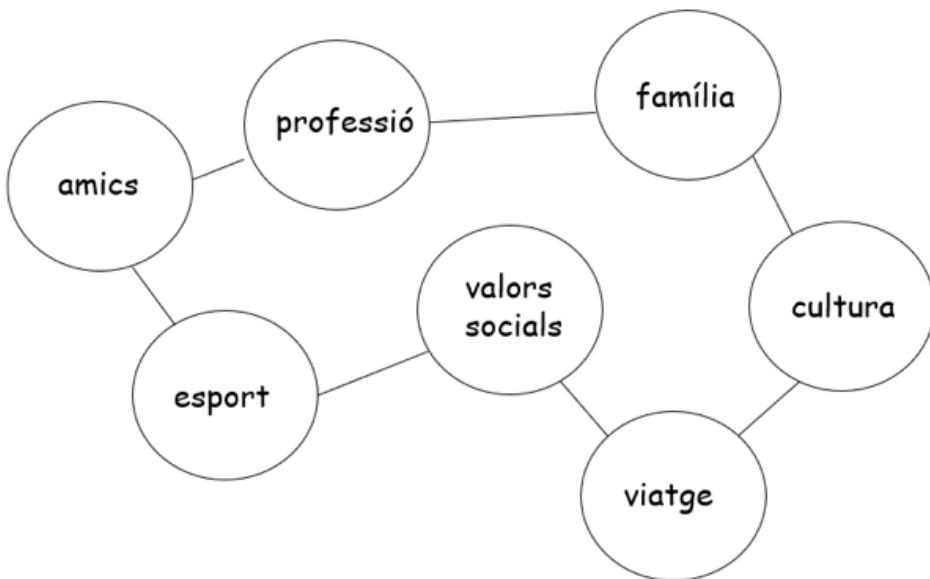
Edgar Morin

Camins de sorra,
passes tossudes,
suor a la pell.

Teixim un somni,
sentit de vida.

I no quedar-se amb res
que et deixi tornar enrere.

Ignasi Orrit



Cal no oblidar regar sempre totes les parts per, aparentment, poc importants que semblin... creixeran... no tenen raó de ser les unes sense les altres.

AGRAÏMENTS

AGRAÏMENTS

A l'Imma... perquè sempre treus el millor de mi.... i perquè junts sempre fem sinergia. La màgia de ser dos que es troben... cada dia.

«I vàrem baixar a la mina, i la foscor s'il·luminà de sobte,
perquè érem dos a contradir la nit».

Joan Vinyoli

A la Laia i la Júlia... l'estimació més desinteressada i pura... amb la gran sort que sou excel·lents filles i millor persones. A l'Anna i l'Eulàlia, per extensió, de tot cor.

A la Mare i el Pare... les arrels que sempre hi són, que acompanyen i configuren.

Al Joaquim.... *in memoriam*.

A l'Ensenyament de Podologia de la Universitat de Barcelona, el fet d'haver estat sempre un motor d'il·lusió i creativitat al llarg dels 34 anys que, com a professor, he tingut la sort de participar-hi. Durant tot aquest temps he pogut viure el creixement espectacular que ha fet la professió, creixement que ha estat recíproc juntament amb uns col·legues de professió i personal auxiliar i administratiu, com a excel·lents companys de viatge, amb qui, amb el temps s'han teixit complicitats amb un lligam ric i fort. Sense dir noms, agraït d'estar amb tots vosaltres. Tots junt hem passat del ...«a propòsit d'un cas»... «a la recerca i l'evidència científica». També als alumnes, perquè el feedback amb vosaltres sempre ha estat apassionant.

I com no pot ser d'altra manera, en la direcció i tutorització d'aquesta tesi, he d'agrair:

Al Dr. Carles Vergés, pel seu desbordant entusiasme, vigor i implicació.... amb ell he après que en la síntesi hi ha la virtut.

Al Dr. Casimiro Francisco Javierre Garcés, perquè amb el seu bon fer, en tot moment m'he sentit acompanyat i en bones mans, i sempre amb fulgurant promptitud en les respostes.

Al Dr. Miquel Viñas Ciorda, per haver-me enfocat bé en l'inici d'aquest projecte.

ÍNDEX GENERAL

ÍNDEX GENERAL

Índex de Figures.....	29
Índex de Gràfics.....	39
Índex de Taules.....	43
Abreviacions.....	47
Nomenclator	51
Motivació personal.....	57
Resum	63
1. Introducció	71
1.1. Torsions i angulacions fisiològiques existents en els diferents segments de l'extremitat inferior.....	71
1.1.1. Anteposició de l'Acetàbul de la Pelvis -AAP-	73
1.1.2. Atetorsió del coll del fèmur -ACF-	73
1.1.3. Torsió Tibial Externa -TTE-	74
1.1.3.1. <i>Tècniques de mesura</i>	74
1.1.3.2. <i>Valors de mesura obtinguts per diferents autors en l'adult.....</i>	<i>77</i>
1.1.4. Adducció del coll de l'astràgal -ACA- respecte al seu cos	77
1.1.5. Orientació final de l'APM	78
1.2. Torsions i angulacions fisiològiques que es produeixen en els diferents segments de l'extremitat inferior, durant el procés de creixement	78

1.2.1. Perfil de torsió prenatal	80
1.2.2. Perfil de torsió post-natal	81
1.3. Marxa en adducció en nens.....	84
1.3.1. Descart de patologies majors amb marxa amb Adducció.....	85
1.3.2. Antetorsió del coll del fèmur augmentada.....	87
1.3.3. Torsió tibial interna -TTI-	88
1.3.3.1. <i>Etiologia de la TTI</i>	89
1.3.3.2. <i>Evolució i prevalença de la TTI</i>	90
1.3.4. Adducció del Coll de l'Astràgal augmentat.....	90
1.3.5. Avantpeu amb <i>Metatarsus adductus</i>	91
1.3.6. Peu adducte equinovar o peu de bot, <i>clubfoot</i> o <i>congenit talipes equinovarus</i>	91
1.4. Moviments a l'extremitat inferior relacionats amb els mecanismes torsionals	92
1.4.1. Fases de la marxa	93
1.4.2. Moviments en el pla transvers.....	94
1.4.3. Moviment en el pla frontal	98
1.4.4. Moviment en el pla sagital	99
1.5. Funció del peu en la marxa.....	100
1.5.1 Posicionament anatòmic de l'articulació subtalar	100
1.5.2. Eix de moviment de l'articulació subtalar.....	101
1.5.3. Resposta del peu durant el primer 20% del cicle de la marxa	102
1.5.4. Resposta del peu a partir del primer 20% del cicle de la marxa fins al recolzament final	104

1.5.5. Moviments amortidors i propulsors sincronitzats i alternats que realitza l'eix de l'extremitat en les diferents fases de la marxa	106
1.6. Moment de torsió externa que es genera sobre la tibia durant el primer 20% del cicle de la marxa	108
1.7. Quantificació dels moments de torsió que, en el pla transvers, es generen des de el peu cap a l'eix longitudinal de la cama a cada passa.....	113
1.7.1. Forces d'acció i reacció generades durant la marxa, quantificades amb plataforma de forces.....	113
1.7.2. Quantificació del moment de torsió que es genera durant la fase recolzament de la marxa, mitjançant el Moment Lliure Vertical	114
1.7.3 Quantificació del Moment Lliure Vertical que es genera durant les diferents fases de la marxa	115
1.7.4. Quantificació del moment de torsió mesurat directament sobre la cama durant la marxa.....	117
1.7.5. Quantificació del grau de deformació que experimenta la cortical de la tibia durant la marxa.....	118
1.8. Increment de la RM de l'extremitat durant el primer 20% del cicle de la, per augmentar el moment de torsió extern cap a la cama, com a mecanisme corrector de les TTI. Hipòtesis de treball.....	121
1.8.1. Increment de l'APM	122

1.8.2. TTE excessiva que es produeix amb les ACF augmentades	122
1.8.3. Hipòtesi correctora.....	124
1.9. Tractaments tradicionalment utilitzats per a la correcció de les marxes en adducció en nens.....	125
1.9.1. Correcció de la marxa amb Adducció mitjançant falques a les sabates o amb suports plantars.....	125
1.9.2 Correcció de la marxa en Adducció mitjançant <i>Gait Plates</i>	131
1.9.3. Correcció de la marxa amb Adducció mitjançant les taloneres <i>Torgheel</i>	137
1.10. Relació existent entre la pronació del peu i el moment lliure vertical intern.....	139
1.11. Nova proposta de tractament per a la correcció de les torsions tibial internes en nens.....	141
1.12. Síntesi dels aspectes principals de la recerca	142
2. Hipòtesis i Objectius.....	147
2.1. Hipòtesis	147
2.2. Objectius.....	147
3. Materials i Mètodes	151
3.1. Tipus d'estudi. Lloc i període de realització. Bases de dades consultades per a la recerca	151
3.2. Procediments per a la selecció de la mostra d'estudi.....	151
3.2.1. Població d'estudi.....	151
3.2.2. Criteris d'inclusió i exclusió	152
3.2.3. Procés de reclutament i cribratge realitzat.....	153

3.2.4. Exploracions per la realització del cribratge	156
3.2.4.1. <i>Anamnesi</i>	156
3.2.4.2. <i>Exploració de la torsió de la tibia</i>	157
3.2.4.3. <i>Exploració de la rotació del maluc</i>	159
3.2.4.4. <i>Exploració de l'adducció del coll</i> <i>de l'astràgal</i>	161
3.2.4.5. <i>Exploració en bipedestació</i>	163
3.2.4.6. <i>Exploració de la marxa</i>	163
3.3. Instruments experimentals	163
3.3.1. Plataforma de forces	163
3.3.2. Càmera de vídeo	166
3.3.3. Goniòmetre Gravitacional	166
3.3.4. Bàscula	167
3.3.5. Polidora i serra de calar	167
3.4. Materials experimentals. Característiques i dimensions dels tractaments d'estudi	167
3.4.1. Tractaments tradicionals	167
3.4.1.1. <i>Gait Plates</i>	167
3.4.1.2. <i>Taloneres Torqheel</i>	168
3.4.1.3. <i>Falca Pronadora</i>	169
3.4.1.4. <i>Sabata utilitzada en tots</i> <i>els tractaments tradicionals</i>	171
3.4.2. Nova Proposta de tractament	171
3.4.2.1. <i>Falques i sabates analitzades</i> <i>per escollir la combinació que</i> <i>obté un major MLV intern</i>	171
3.4.2.2. <i>Falques i sabates escollides</i> <i>per a la Nova Proposta</i>	174

3.5. Metodologia experimental.....	175
3.5.1. Procediments per escollir les falques i les sabates per a la Nova Proposta de tractament	175
3.5.2. Procediment per a l'adquisició de dades amb la plataforma de forces.....	176
3.5.3. Càlcul del MLV mitjançant la plataforma de forces.....	177
3.5.4. Càlcul de l'APM	183
3.6. Procediments estadístics.....	184
3.6.1. Càlcul de la mida mostral	184
3.6.2. Grups d'estudi de la mostra	184
3.6.3. Objectius	185
3.6.3.1. <i>Objectius principals</i>	185
3.6.3.2. <i>Objectius secundaris</i>	185
3.6.4. Variables d'estudi.....	185
3.6.4.1. <i>Variables resposta</i>	185
3.6.4.2. <i>Variables explicatives</i>	185
3.6.5. Mètodes estadístics.....	186
3.6.5.1. <i>Objectius principals</i>	186
3.6.5.2. <i>Objectius secundaris</i>	190
3.6.6. Consideracions generals	191
4. Resultats	195
4.1. Anàlisi estadística de l'angle de progressió de la marxa.....	195
4.1.1. Estudi gràfic de la normalitat de l'APM, d'asimetries i de la presència de possibles valors atípics	195

4.1.2. Estimació de la mitjana i de l'interval de confiança al 95%, dels valors observats de l'APM en els No Tractats i en els quatre tractaments d'estudi.....	196
4.1.3. Models mixtos amb clúster de l'APM per pacient.....	199
4.1.4. Comparativa de la mitjana de l'APM dels quatre tractaments d'estudi <i>versus</i> als No Tractats.....	202
4.1.5. Comparativa de la mitjana de l'APM de la Nova Proposta <i>versus</i> als No Tractats, <i>Gait plate</i> , <i>Torqheel</i> i la falca Pronadora.....	205
4.1.6. Mitjana observada de l'APM en el model de No Tractats i en el dels quatre tractaments d'estudi, i comparativa visionada amb un gràfic <i>Box-Plot</i>	207
4.2. Anàlisi estadística del Moment Lliure Vertical Intern.....	210
4.2.1. Estudi gràfic de la normalitat, d'asimetries i de la presència de possibles valors atípics del MLV intern.....	210
4.2.2. Estimació de la mitjana, amb [IC95%], dels valors observats del MLV intern en els No Tractats i en els quatre tractaments d'estudi	211
4.2.3. Models mixtos amb clúster per pacient del MLV intern	214
4.2.4. Comparativa de la mitjana dels MLV interns dels quatre tractaments d'estudi <i>versus</i> als No Tractats.....	216

4.2.5. Comparativa del MLV intern de la Nova Proposta de tractament <i>versus</i> als No Tractats i als tractaments <i>Gait plate</i> , <i>Torqheel</i> i falca Pronadora	219
4.2.6. Mitjana observada del MLV intern en el model de No Tractats i en el dels quatre tractaments d'estudi, i comparativa visionada amb un gràfic <i>Box-Plot</i>	222
4.3. Anàlisi de la relació entre les variables MLV intern i l'APM.....	224
4.4. Resultats de la gràfica homogeneïtzada dels MLV interns registrats per la plataforma de forces, en les diferents fases de la marxa	225
4.5. Resultats sintetitzats	228
4.5.1. Anàlisi estadística del MLV intern	228
4.5.1.1. <i>Comparativa de les mitjanes del MLV intern obtingudes en els quatre tractaments d'estudi, versus als No Tractats.....</i>	<i>228</i>
4.5.1.2. <i>Comparativa de les mitjanes del MLV intern obtingut en la Nova Proposta de tractament versus als No Tractats i als tractaments Gait plate, Torqheel i la falca Pronadora</i>	<i>229</i>
4.5.1.3. <i>Mitjanes observades del MLV intern en els No Tractats i en els quatre tractaments d'estudi, i comparativa entre elles visionades en un gràfic Box-Plot</i>	<i>229</i>
4.5.2. Anàlisi estadística de l'APM.....	230
4.5.2.1. <i>Comparativa de les mitjanes de l'APM obtingudes en els quatre tractaments d'estudi versus als No Tractats</i>	<i>230</i>

4.5.2.2. <i>Comparativa de les mitjanes d'APM de la Nova Proposta de tractament versus als No Tractats i als tractaments Gait plate, Torqheel i la falca Pronadora</i>	231
4.5.2.3. <i>Mitjana observada dels models No Tractats, i dels quatre tractaments d'estudi, i comparativa entre elles visionada en un gràfic Box-Plot</i>	231
4.5.3. <i>Anàlisi estadística de la relació entre les variables MLV intern i APM</i>	232
4.5.4. <i>Gràfica homogeneïtzada dels MLV interns registrats per la plataforma de forces en les diferents fases de la marxa</i>	232
5. Discussió	235
5.1. Anàlisi dels estudis publicats pels tractaments tradicionals conservadors per marxes en adducció, dissenyats des del peu: <i>Gait Plate, Torqheel</i> i <i>Falques</i>	235
5.2. Disseny d'un protocol d'actuació per als problemes torsionals de les extremitats inferiors, mitjançant tractaments conservadors	244
5.2.1 <i>Descart de problemes majors com a causa de la marxa en Add</i>	244
5.2.2 <i>Diagnòstic diferencial, identificant en quin o quins segments de l'extremitat es troba el trastorn torsional</i>	244
5.2.3 <i>Valorar el grau de correcció espontània del problema torsional que cal esperar al llarg del creixement</i>	245

5.2.4. Saber quines actuacions no s'han de realitzar, per la possibilitat de produir efectes adversos	246
5.3. Anàlisi dels motius pels quals hi ha poques publicacions amb significació estadística dels tractaments clàssics conservadors aplicats des de el peu, per als trastorns torsionals.....	247
5.4. Justificació de la tècnica realitzada per la realització de les adquisicions amb la plataforma de forces per l'anàlisi dels tractaments	248
5.5. Relació entre el mlv intern mesurat en la superfície plantar i el moment de força real que recaurà sobre la superfície òssia de la tibia	250
5.6. Disseny d'un registre gràfic tipus, dels MLV que es produeixen durant el cicle de la marxa en les TTI.....	250
5.7. Anàlisi biomecànica de l'efecte corrector buscat, des del peu, per als tractaments conservadors de les TTI	252
5.8. Anàlisi biomecànica dels tres tractaments tradicionals que, des del peu, són utilitzats per les TTI: - Gait Plate, Torqheel i Falca Pronadora-.....	255
5.8.1. Increment de l'APM com a mecanisme corrector.....	255
5.8.2. Anàlisi biomecànica de l'acció dels <i>Gait plate</i>	258
5.8.3. Anàlisi biomecànica de l'acció de les taloneres <i>Torqheel</i>	259
5.8.4. Anàlisi biomecànica de la falca Pronadora	259

5.9. Anàlisi biomecànica de la nova proposta de tractament	260
5.9.1. Objectiu i estratègia del tractament	260
5.9.2. Justificació de l'acció conjunta d'incrementar el recorregut articular en RM de la cama i la pronació del peu.....	261
5.9.2.1. <i>Interrelació entre la RM de la cama i la pronació del peu.....</i>	261
5.9.2.2. <i>Acció d'augmentar la Pronació del peu.....</i>	262
5.9.2.3. <i>Acció d'augmentar la RM de la cama</i>	262
5.9.3. Anàlisi de les falques dissenyades per la Nova Proposta de tractament.....	264
5.9.3.1. Increment de la Pronació del peu.....	264
5.9.3.2. Increment del recorregut articular en RM de l'extremitat.....	266
5.10. Anàlisi comparativa dels resultats obtinguts en aquest treball dels tractaments tradicionals -Gait Plate, Torqheel i falca Pronadora-, vers els realitzats per altres autors.....	266
5.10.1. <i>Gait Plate</i>	266
5.10.1.1. <i>Anàlisi de l'Angle de Progressió de la Marxa</i>	266
5.10.1.2. <i>Anàlisi del Moment Lliure Vertical intern</i>	269
5.10.1.3. <i>Relació dependència dels Gait Plates entre les variables APM i MLV intern, mitjançant el coeficient de correlació lineal de Pearson</i>	270
5.10.2. Taloneres <i>Torqheel.....</i>	270

5.10.2.1. <i>Angle de Progressió de la Marxa -APM-</i>	270
5.10.2.2. <i>Moment Lliure Vertical intern</i>	271
5.10.2.3. <i>Relació de dependència entre les variables APM i MLV intern, mitjançant el coeficient de correlació lineal de Pearson</i>	273
5.10.3. <i>Falca Pronadora</i>	274
5.10.3.1. <i>Angle de Progressió de la Marxa</i>	274
5.10.3.2. <i>Moment Lliure vertical</i>	275
5.10.3.3. <i>Relació dependència entre les variables APM i MLV intern, mitjançant el coeficient de correlació lineal de Pearson</i>	276
5.11. Anàlisi dels resultats de la nova proposta de tractament	277
5.11.1. <i>Angle de Progressió de la Marxa</i>	277
5.11.2. <i>Moment Lliure vertical</i>	277
5.11.3. <i>Relació dependència entre les variables APM i MLV intern, mitjançant el coeficient de correlació lineal de Pearson</i>	278
5.12. Comparativa entre tractaments dels resultats obtinguts en aquest treball	278
5.13. Relació entre les variableS MLV i APM, mitjançant el coeficient de correlacio de Pearson®, dels 4 tractaments d'estudi	279
5.14. Acció de l'increment de la pronació del peu i de l'APM sobre el MLV intern. Argumentaris	280

5.15. Possibles efectes adversos d'incrementar la pronació del peu com a tractament conservador de les TTI.....	283
5.16. Anàlisi especulativa de la viabilitat de la nova proposta correctora per les TTI.....	284
5.17. Síntesi de la discussió enfocada cap a les conclusions.....	285
5.17.1. Objectius del treball	285
5.17.2. Resultats	288
5.17.2.1. Gràfica tipus, amb comportament homogeni, del MLV intern durant el cicle de la marxa en les TTI	288
5.17.2.2. <i>Increment de l'APM</i>	288
5.17.2.3. <i>Increment del MLV intern</i>	290
5.18. Limitacions de l'estudi.....	291
6. Conclusions	295
7. Beneficis de la investigació i Propostes de Futur	299
7.1. Anàlisi de l'efectivitat dels tractaments Gait Plate, Torqheel i Falca Pronadora, mitjançant la quantificació del MLV intern.....	299
7.2. Disseny d'un protocol d'actuació per als problemes de torsió de les EEI, mitjançant tractaments conservadors.....	299
7.3. Anàlisi de prospecció dels graus de correcció que de forma fisiologia es podria esperar en les correccions de les TTI	300
7.4 .Viabilitat d'una nova proposta de tractament	301

8. Conflicte Interessos..... 305

9. Referències..... 309

10. Annexos..... 331

ÍNDIX DE FIGURES

ÍNDIX DE FIGURES

Figura 1.1. Olivera de les quatre potes de Canet lo Roig	71
Figura 1.2. Diferència entre torsió i rotació d'un cos	72
Figura 1.3	72
Figura 1.4. Tomografia computeritzada	74
Figura 1.5. Antetorsió de l'eix del coll del fèmur respecte a l'eix trans-condilar	74
Figura 1.6. Mesura de la torsió tibial sobre la tibia seca.....	75
Figura 1.7. Mesura de la torsió tibial amb tomografia computeritzada	75
Figura 1.8. Mesura clínica de la torsió tibial, cama en extensió.....	76
Figura 1.9. Mesura clínica de la torsió tibial amb mètode Staheli.....	76
Figura 1.10. Part distal de la tibia.....	77
Figura 1.11. ACA fisiològic	78
Figura 1.12. APM com a resultat final de la suma de torsions i angulacions de l'extremitat inferior	79
Figura 1.13. Embrió de 7 setmanes.....	80
Figura 1.14. Posició fetal 4t mes.....	80
Figura 1.15. Evolució de l'ACF des del naixement	82
Figura 1.16. Evolució de l'eix transmal·leolar des del naixement	82
Figura 1.17. Evolució de l'ACA en humans durant el creixement	84
Figura 1.18. Marxa en Add	85
Figura 1.19. Marxa en Add ocasionada per una ACF augmentada	87

Figura 1.20. Posició bípeda pla frontal.....	87
Figura 1.21. Posició bípeda pla frontal per un trastorn de TTI o d'ACA.....	89
Figura 1.22. Marxa amb Add per TTI o ACA	89
Figura 1.23. Posició fetal	90
Figura 1.24. Metatarsus Adductus	91
Figura 1.25. Peu Adducte Equí Var	92
Figura 1.26.	92
Figura 1.27. Cicle complet de la marxa	94
Figura 1.28. Rotacions en el pla transvers	95
Figura 1.29. Moviments en el pla transvers durant el període de recolzament de la marxa	96
Figura 1.30. Moviments en el pla transvers durant el cicle de la marxa	97
Figura 1.31. Pla transvers. Desplaçament lateral durant el cicle de la marxa	98
Figura 1.32. Moviments pla frontal durant el cicle de la marxa	99
Figura 1.33. Pla sagital, absorció de l'impacte de la càrrega durant el cicle de la marxa	100
Figura 1.34	101
Figura 1.35. Eix de moviment de l'articulació subtalar.....	101
Figura 1.36. Tròclea tibio-peroné-astragalina	102
Figura 1.37. Resposta de l'articulació subtalar durant el primer 20% del cicle de la marxa	103
Figura 1.38. Articulació mig tarsiana i tarsometatarsal.....	103
Figura 1.39. Moviment contrari -en CCT-, del retopeu respecte a l'avantpeu. Disminució o augment de la volta plantar	104
Figura 1.40. Resposta en CCT de l'articulació subtalar, a partir del 20% del cicle de la marxa fins al recolzament final.....	105

Figura 1.41. Moviment contrari del retropeu respecte a l'avantpeu. Disminució o augment de la volta plantar	106
Figura 1.42. Moviments sincrònics d'amortiment i propulsió que realitza l'extremitat fins al recolzament final	107
Figura 1.43. Moviments de prono-supinació que imprimeix la tròclea tíbio-peroné-astràgal sobre el peu en CCT	108
Figura 1.44. Rotació del genoll en el pla transvers en les diferents fases de la marxa	109
Figura 1.45. Rotació del genoll en el pla transvers en les diferents fases de la marxa	109
Figura 1.46. Rotació del genoll en el pla transvers en les diferents fases de la marxa	109
Figura 1.47. Rotació del genoll en el pla transvers, en les diferents fases de la marxa.....	109
Figura 1.48. Moment de torsió externa dirigit des de el peu cap a la cama durant el primer 20% del cicle de la marxa	110
Figura 1.49. Coeficient de fricció com a resposta a les forces de càrrega durant el primer 50% del cicle de la marxa	111
Figura 1.50. Forces d'acció i reacció que es generen sobre el peu en recolzar sobre el terra	113
Figura 1.51. Vectors de força d'acció i reacció sobre la superfície de la plataforma	114
Figura 1.52. Moment Lliure Vertical.....	115
Figura 1.53. MLV generat durant el recolzament del peu en individus sense patologia	116
Figura 1.54. MLV generat durant el recolzament del peu en individus sense patologia	117
Figura 1.55. Moment de torsió en el genoll	117

Figura 1.56. Moment de torsió en el genoll durant el recolzament	118
Figura 1.57. Quantificació dels graus de torsió sobre la cortical de la tibia	119
Figura 1.58. Angle de deformació en la cortical de la tibia	120
Figura 1.59. Angle de deformació de la cortical de la tibia en funció de la velocitat.....	120
Figura 1.60. Angle de deformació de la cortical de la tibia en funció del MLV intern.....	120
Figura 1.61. MLV generat per una marxa amb Abd i Add de 30° cada una en comparativa a una de normal	121
Figura 1.62. Anàlisi de regressió de la TTE versus ACF augmentada	123
Figura 1.63. Dinàmica de la marxa en les ACF augmentades.....	124
Figura 1.64. Treball de Knittell et al.	126
Figura 1.65. Treball de Knittell et al	127
Figura 1.66. Treball de Jones et al	127
Figura 1.67. Imatge treball de de Mouri et al.....	128
Figura 1.68. Imatge treball de Mabuchi et al. Falques sensomotores utilitzades en un suport.	129
Figura 1.69. Imatge treball de Mabuchi et al	129
Figura 1.70. Imatge treball de Mabuchi et al	130
Figura 1.71. Imatge treball de Nakajima et al: Falques utilitzades	130
Figura 1.72. Imatge treball de Nakajima et al. Càlcul de l'APM.....	131
Figura 1.73. Imatge treball de Nakajima et al. APM obtingut per les 4 falques	131
Figura 1.74. <i>Gait Plates</i>	132
Figura 1.75. Disseny de Gait Plate per Munuera et al.....	135

Figura 1.76. Talonera <i>Torqheel</i>	138
Figura 1.77. Talonera <i>Torqheel</i>	138
Figura 1.78. Imatge del treball de Holden et al	140
Figura 1.79. Imatge adaptada del treball de Holden et al	140
Figura 1.80. Falques utilitzades en la Nova Proposta de tractament peu dret	142
Figura 3.1. Diagrama de flux -metodologia PRISMA.....	155
Figura 3.2. Mesura de la torsió de la tibia.....	158
Figura 3.3. Mesura de la torsió de la tibia.....	158
Figura 3.4. Marcatge dels punts per la mesura de la rotació del maluc	160
Figura 3.5. Lectura de les rotacions del maluc en decúbit supí	161
Figura 3.6. Mesura Clínica de l'angle ACA i de la torsió tibial	162
Figura 3.7. Mesura Clínica de l'angle ACA i de la torsió tibial	164
Figura 3.8. Sensors de la plataforma de forces	164
Figura 3.9. Instal·lació de la plataforma de forces sobre la superfície del terra	165
Figura 3.10. Goniòmetre gravitacional <i>Le Clock</i>	166
Figura 3.11. <i>Gait Plate</i> peu dret	168
Figura 3.12. Adhesió del <i>Torqheel</i> al taló de la sabata	169
Figura 3.13. Tacs de la talonera <i>Torqheel</i>	169
Figura 3.14. Dimensions de la falca pronadora externa peu dret	170
Figura 3.15. Falca Pronadora peu dret.....	170
Figura 3.16. Falques analitzades per escollir la Nova Proposta de Tractament.....	173
Figura 3.17. Sabata d'esport amb sola flexible	173
Figura 3.18. Sabata d'esport amb flexibilitat de la sola	173
Figura 3.19. Sabata esportiva, marca ASICS.....	174

Figura 3.20. Sabates escollides per a l'anàlisi de tots el tractaments d'estudi.....	175
Figura 3.21. Forces que capten els 4 sensors de la plataforma.....	178
Figura 3.22. Centre de pressions -CoP- identificat per la plataforma de forces durant el recolzament del peu	179
Figura 3.23. Distàncies de cada sensor al centre de la plataforma.....	181
Figura 3.24. Imatge adaptada de Richards J.....	181
Figura 3.25. Imatge adaptada de Richards J.....	182
Figura 3.26. Moment Lliure Vertical	183
Figura 3.27. Càlcul de l'APM mitjançant la plataforma de forces	183
Figura 4.1. MLV intern registrat amb la plataforma de forces durant el 20% inicial.....	227
Figura 4.2. MLV extern registrat amb la plataforma de forces posterior al 20% inicial del cicle de la marxa.....	227
Figura 4.3. Registre del MLV intern obtingut amb plataforma de forces sobre l'hàl·lux	228
Figura 5.1. Generació d'un moment de torsió externa dirigit cap a l'eix longitudinal de la cama.....	235
Figura 5.2. Registre dels MLV	251
Figura 5.3. Rotació Medial de la tibia i pronació del peu, que es produeixen en el primer 20% del cicle de la marxa	253
Figura 5.4. Increment del moment de torsió extern cap a l'eix longitudinal de la cama, mitjançant l'augment de la RM de l'extremitat.....	255
Figura 5.5. <i>Gait plate</i> peu dret.....	257
Figura 5.6. Talonera <i>Torqheel</i>	259

Figura 5.7. Falca pronadora.....	260
Figura 5.8. En CCT, l'eversió del retropèu produeix la inversió de l'avantpèu en els mateixos graus.....	265
Figura 5.9. Pronació del peu produïda per l'acció combinada de la inversió de l'avantpèu i l'eversió del retropèu	265
Figura 5.10. Pronació de tota la volta plantar, invertint l'avantpèu i evertint el retropèu	266
Figura 5.11. Talonera <i>Torqheel</i>	273
Figura 5.12. Càlcul de l'APM mitjançant la plataforma de forces	274

ÍNDEX DE GRÀFICS

ÍNDIX DE GRÀFICS

Gràfic 4.1. Mitjana observada –IC(95%)– de l'APM dels No Tractats i dels quatre tractaments	198
Gràfic 4.2. Densitat de l'APM en No Tractats i en els quatre tractaments	198
Gràfic 4.3. Residus no estandarditzats i estandarditzats del model seleccionat	200
Gràfic 4.4. Mitjana predita de l'APM amb [IC95%] dels No Tractats i dels quatre tractaments	204
Gràfic 4.5. Diferència predita de les mitjanes de l'APM [IC95%] de cadascun dels quatre tractaments versus als No tractats.....	204
Gràfic 4.6. Diferència de les mitjanes [IC95%] en graus i en percentatge, de l'APM p redit de la Nova Proposta respecte als No tractats i al <i>Gait Plate, Torqheel</i> i la falca Pronadora	207
Gràfic 4.7. Comparativa de la Mitjana de l'APM mesurada en graus, dels No Tractats i dels quatre tractaments	209
Gràfic 4.8. Mitjana observada del MLV intern, amb [IC95%], dels No Tractats i dels quatre tractaments	212
Gràfic 4.9. Densitat del MLV intern en els No Tractats i en els quatre tractaments d'estudi	213
Gràfic 4.10. Residus no estandarditzats i estandarditzats del model seleccionat	215

Gràfic 4.11. Mitjana predita del MLV intern amb (IC 95%) dels No Tractats i dels quatre tractaments	218
Gràfic 4.12. Diferència predita de les mitjanes del MLV intern (IC 95%) de cadascun dels quatre tractaments versus als No Tractats	219
Gràfic 4.13. Diferència predita de les mitjanes (IC 95%) del MLV intern de la Nova Proposta versus als No Tractats i als i en els quatre tractaments	221
Gràfic 4.14. Comparativa de la mitjana observada del MLV intern amb IC (95%) en els No Tractats i en els quatre tractaments	223
Gràfic 4.15. Relació entre el MLV intern i l'APM, en els models No Tractats, i els quatre tractaments agrupats en un <i>Scatter-Plot</i>	224
Gràfic 4.16. Relació entre MLV intern i l'APM mitjançant <i>Scatter-Plot</i> , en cada grup d'estudi per separat : No Tractats, <i>Gait plate</i> , <i>Torgheel</i> , falca Pronadora i la Nova Proposta	225

ÍNDIX DE TAULES

ÍNDIX DE TAULES

Taula 1.1.	83
Taula 4.1. Mitjana observada –IC [95%]– d'APM (en graus)	196
Taula 4.2. Models mixtos amb clúster per pacient de l'APM (mesurat en graus)	199
Taula 4.3. Comparativa mitjançant el test de likelihood ratio amb sexe i sense sexe.	201
Taula 4.4. APM predit per a cada tractament i per als No Tractats i diferenciats per sexe (mesurat en graus).	201
Taula 4.5. APM predit (mesurat amb graus) i P * post-hoc	202
Taula 4.6. APM (mesurat amb graus) i P * post-hoc	205
Taula 4.7. Mitjana observada i IC [IC95%] de l'APM (mesurat en graus)	207
Taula 4.8. Mitjana observada del MLV intern, mesurada en Nm (%BW) i [IC95%] dels No Tractats i dels quatre tractaments.....	211
Taula 4.9. Models mixtos amb clúster per pacient del MLV intern (mesurat en Nm (%BW))	214
Taula 4.10. Comparativa mitjançant el test de <i>likelihood</i> <i>ratio</i> amb sexe i sense sexe	216
Taula 4.11. MLV intern predit (mesurat en Nm (%BW)) i P* post-hoc	216
Taula 4.12. MLV intern expressat en Nm (%BW) i p * post-hoc de la Nova proposta versus No Tractats i al <i>Gait Plate</i> , el <i>Torqheel</i> i la falca Pronadora	219
Taula 4.13. Mitjana observada amb IC (95%) del MLV intern	222
Taula 4.14. Mitjana observada en el grup de No Tractats.....	226

Taula 5.1. Estudis efectuats amb Falques Pronadores.....237

Taula 5.2. Estudis efectuats amb *Gait Plates*239

Taula 5.3. Estudis efectuats amb taloneres *Torqheel*.....243

ABREVIACIONES

ABREVIACIONS

AAP: Anteposició de l'Acetàbul de la Pelvis

ACA: Adducció del Coll de l'Astràgal

ACF: Antetorsió del Coll del Fèmur

ABD: Abducció

ADD: Adducció

APM: Angle de Progressió de la Marxa

CCT: Cadena Cinètica Tancada

CoP: Centre de Pressions

EEII: Extremitats Inferiors

DE: Desviació Estàndard

M: Moment de força

MLV: Moment Lliure Vertical de força

RL: Rotació Lateral

RM: Rotació Medial

TTE: Torsió Tibial Externa

TTI: Torsió Tibial Interna

NOMENCLATOR

NOMENCLATOR

Anteposició de l'Acetàbul de la Pelvis (AAP): Des de la visió del pla transvers, posició d'anteposició de l'acetàbul de la pelvis, definida per l'angle format per la tangent a les seves cel·les amb el pla sagital del cos.

Adducció del Coll de l'Astràgal (ACA): Des de la visió transversa, posició en adducció en la que es troba el cap i coll de l'astràgal en referència al pla sagital, formant amb l'eix longitudinal del seu cos una angulació amb un valor en l'adult que oscil·la entre els 18° i 24°, segons autors.

Antetorsió del Coll del Fèmur (ACF): Des de la visió transversa, l'anteverió en la que es troba el cap i el coll del fèmur en referència als còndils femorals, sent en l'adult d'una mitjana de 15°

Angle de Progressió de la Marxa (APM): l'angulació formada entre la línia de progressió de la marxa i l'eix longitudinal del peu.

Cadena Cinètica Tancada –CCT–: Moviment que experimenta l'extremitat estant recolzat el peu al terra.

Centre de Pressions (CoP): És aquell punt on actua la resultat de la suma de totes les forces que es produeixen en un instant determinat, no existint sobre ell cap moment de força

Eix longitudinal del peu: eix que des de el punt mig de la part més posterior del taló, projectat cap endavant, passaria entre el segon i tercer metatarsià segons autors.

Eix de projecció de la marxa: línia que direcciona el sentit de la marxa

Eversió del peu en Cadena Cinètica Tancada: moviment de l'avantpeu o del taló en el pla frontal –segons Convenció Internacional–, posicionant-se la seva cara plantar cap a lateral.

Força de reacció del terra: reacció del terra a les forces que li arriben durant el recolzament, responent amb unes d'iguals i de sentit contrari –3^a llei de Newton–.

Inversió del peu en Cadena Cinètica Tancada: moviment de l'avantpeu o del taló en el pla frontal –segons Convenció Internacional–, posicionant-se la seva cara plantar cap a medial.

Marxa amb adducció del peu (ADD): des de la visió del pla transvers, marxa orientant la direcció dels dits peu cap a medial.

Moment de Força: *El moment d'una força* (sovint abreviat com a *moment*) és la tendència d'una força a torçar o fer girar un objecte. S'obté amb el producte del valor de la força per la distància al punt d'on s'aplica.

Moment Lliure Vertical (MLV): moment de torsió que succeeix sobre l'eix vertical quan el peu recolza, causat per la resultant de les forces de reacció generades per la fricció del terra que s'originen en el centre de pressions CoP.

Percentatge del Pes Corporal (%BW): valor utilitzat per quantificar les mesures de força que realitza cada individu al recolzar en funció del percentatge del seu pes, per obtenir mesures homogènies i poder ser comparades amb les realitzades per d'altres, calculat mitjançant la fórmula:

Pronació del peu en Cadena Cinètica Tancada: moviment triplanar de tot el peu, en el que produeix, –segons Convenció Internacional–, una eversió del taló i inversió de l'avantpeu, el qual tendeix a desfer la volta plantar.

Rotació: moviment de gir d'un cos en el pla transvers provocat per una única força, de forma que tots els punts de cadascuna de les seves cares giren alhora en el mateix sentit.

Rotació Medial: moviment de gir en el pla transvers provocat per una única força, de forma que tots els punts de cadascuna de les seves cares giren alhora en sentit medial

Rotació Lateral: moviment de gir en el pla transvers provocat per una única força, de forma que tots els punts de cadascuna de les seves cares giren alhora en sentit lateral

Supinació del peu en Cadena Cinètica Tancada: Moviment triplanar de tot el peu, en el que produeix, –segons Convenció Internacional–, una inversió del taló i l'eversió de l'avantpeu, el qual tendeix a pronunciar la volta plantar.

Torsió: deformació que es produeix en un cos per l'acció d'aplicar en ell dos moments de força iguals i de sentit contrari en el seu eix longitudinal, de forma que els punts de cadascuna de les seves cares, que inicialment es trobaven en el mateix pla, quedaran en plans diferents.

Torsió Tibial Externa (TTE): Torsió externa que presenta sobre el seu eix longitudinal, la part distal de la tíbia en referència a la proximal, en la normalitat

Torsió Tibial Interna (TTI): Falta dels graus normalitat de Torsió externa que presenta sobre el seu eix longitudinal la part distal de la tíbia en referència a la proximal.

MOTIVACIÓ PERSONAL

MOTIVACIÓ PERSONAL

L'experiència de la pràctica Clínica en Podologia Pediàtrica ens mostra que les marxes en adducció, després del peu pla, són una de les consultes més freqüents. Pensar que el nen pot caminar malament quan sigui adult és el principal motiu de preocupació dels pares, la qual cosa fa que es moguin a consultar els professionals.

En l'àmbit de la Podologia es realitzen sovint tractaments des del peu encaminats a la seva correcció. El que crida l'atenció d'aquests tractaments és el fet que són fonamentalment derivats d'una rica experiència empírica. Existeixen, però, molt poques publicacions amb significació estadística, acceptades en revistes d'impacte, en les que s'hagi comprovat la seva efectivitat, tenint aquestes un baix nivell d'evidència científica.

Tots aquests tractaments basen exclusivament la seva eficàcia en la capacitat que tenen d'obrir biomecànicament l'Angle de Progressió de la Marxa, però no aporten cap dada que corrobori que l'increment d'aquesta variable pugui tenir capacitat correctora.

Aquestes mancances van estimular l'interès a aprofundir sobre aquest tema, observant amb la recerca que no existeixen estudis de tractaments que, dirigits des del peu, hagin quantificat, com a mecanisme corrector, el moment de torsió extern cap a l'eix longitudinal de la cama que es produeix a cada passa quan el peu recolza; la potenciació d'aquesta força per part d'aquests tractaments seria el que realment podria modificar el sistema de trabècules òssies de la tibia actuant com a mecanisme corrector de les Torsions Tibial Internes com a segment més adjacent, i la seva quantificació permetria poder valorar-ne l'efectivitat.

Atesa la possibilitat de tenir accés, com a professor del Grau de Podologia de la Universitat de Barcelona, a la plataforma de forces del seu laboratori de Biomecànica, vam decidir emprendre aquest treball en forma de Tesi per quantificar els moments de torsió correctors anteriorment esmentats, per aportar, així, una nova forma de valorar l'efectivitat dels tractaments que son utilitzats de forma tradicional –Gait Plate, Torqheel i Falca Pronadora–, i al mateix temps analitzar la viabilitat d'una Nova Proposta, la qual ha sorgit com a fruit de l'estudi de recerca realitzat.

Un altre fet que va cridar la nostra atenció va ser que, en la majoria de treballs publicats, els tractaments des del peu en aquets trastorns són utilitzats de manera indiferent i per igual als diferents segments on s'originen, ja sigui en fèmur o tíbia. Així mateix vam observar el desconeixement que existeix de l'astràgal com una de les possibles causes.

Entenent la necessitat d'haver d'actuar de manera focalitzada sobre cada segment en concret, per tal d'evitar efectes secundaris sobre els altres, ens ha semblat interessant realitzar, prèvia una visió angular de tots ells, un protocol d'actuació que permeti la realització d'un diagnòstic diferencial en la localització del trastorn.

Tanmateix, pel fet de considerar que els tractaments que són dissenyats biomecànicament des del peu podrien tenir el seu efecte sobre la tibia com a segment adjacent, però la seva acció arribaria amb dificultat al coll del fèmur, aquest treball ha focalitzat el seu interès únicament sobre les Torsions Tibials Internes. Pel que fa a la seva influència sobre l'astràgal, atesa la desconexença d'aquest com a causa de trastorn de de marxa amb adducció, mereixeria un altre procés d'investigació.

Cal tenir en compte que, en moltes ocasions, aquests trastorns quan són de poca intensitat es resolen espontàniament al llarg del creixement. En aquest sentit hem intentat aportar quina és la seva

història natural d'evolució durant el creixement, per així poder fer una primera prospecció de futur de com pot acabar aquest procés, de manera que permeti fer una millor valoració de la veritable necessitat d'iniciar un tractament.

Amb tots aquests enfocaments plantejats de valoració dels trastorns de torsió que experimenta el nen durant la seva etapa de creixement, la pretensió ha estat la d'intentar aportar uns mil·límetres de coneixement sobre ells i de forma més focalitzada i extensa sobre les Torsions Tibials Internes.

RESUM

RESUM

Antecedents: Els tractaments conservadors utilitzats tradicionalment des del peu –*Gait Plate*, *Torqheel* i falca Pronadora–, per les Torsions Tibials Internes –TTI– en nens, basen el seu efecte en la capacitat d'obertura de l'Angle de Progressió de la Marxa –APM–, però no s'ha trobat cap estudi que valori les forces de torsió externa que la reacció del terra genera cap a l'eix longitudinal de la cama quan el peu recolza, com a forma de valorar la seva efectivitat. En aquest treball s'han quantificat aquestes forces en forma de Moment Lliure Vertical –MLV– intern en els esmentats tractaments, mesurant també en ells l'APM i, alhora, s'analitza una Nova Proposta, la qual potenciarà la pronació del peu juntament amb l'increment de l'APM com a mesures per incrementar, de manera sinèrgica, el moment de torsió extern corrector cap a la tibia a cada passa. Així mateix, en absència d'estudis que quantifiquin el moments de torsió que succeeixen en les TTI durant la marxa, s'ha elaborat una gràfica homogènia tipus, amb la finalitat de saber en quina fase del cicle han d'actuar els tractaments perquè siguin efectius.

Metodologia: Sobre 83 voluntaris amb marxa en Adducció, en varen ser seleccionats 32, que tenien com a única causa una TTI. Mitjançant una plataforma de forces BTS P-6000 *Bioengineering* es van registrar els MLV que es produeixen sobre la superfície plantar del peu, quantificant en ells l'intern com a forma de valorar el moment de torsió extern que les forces de reacció del terra dirigeixen cap a l'eix longitudinal de la cama. Així mateix, es va mesurar l'APM.

Resultats:

1. El MLV intern es produeix durant el primer 20% del cicle de la marxa.
2. S'evidencia l'absència de relació de dependència entre l'APM i el MLV intern, en els graus en què es mouen els tractaments.
3. Els dos tractaments que fomentarien la pronació del peu, la falca Pronadora i la Nova Proposta, són els que aconseguixen incrementar, de manera estadísticament significativa, el MLV intern. La Nova Proposta és la que aconseguix incrementar més, tant el MLV intern com la pronació.

Conclusions:

1. Per augmentar el moment de força extern cap a l'eix longitudinal de la cama com a mesura correctora, els tractaments que es dissenyin des del peu han de tenir la seva acció durant el primer 20% del cicle de la marxa.
2. Incrementar l'APM des del peu, en el rang de graus que produeixen aquets quatre tractaments que s'analitzen, no té influència en la correcció de les TTI.
3. La responsable de l'increment que s'aconsegueix de les forces correctores cap a l'eix longitudinal de la cama seria la pronació del peu, sent la Nova Proposta la que ho fa en major quantia.

Paraules clau: *in-toeing*; «free moment»; «internal tibial torsion»; «lateral wedge shoe»; «gait* plate*»; *Torqheel**

RESUMEN

Antecedentes: Los tratamientos conservadores utilizados tradicionalmente desde el pie –*Gait Plate*, *Torqheel* y cuña Pronadora–, por las Torsiones Tibiales Internas –TTI– en niños, basan su efecto en la capacidad de apertura del ángulo del Angulo de Progresión de la Marcha –APM–, pero no se encontró ningún estudio que valore las fuerzas de torsión externa que la reacción del suelo genera hacia el eje longitudinal de la pierna cuando el pie apoya, como forma de valorar su efectividad. En este trabajo se han cuantificado estas fuerzas en forma de Momento Libre Vertical –MLV– interno en dichos tratamientos, midiendo también en ellos el APM, al tiempo que analiza una Nueva Propuesta, la cual potenciaría la pronación del pie junto con el incremento de la APM como medidas para incrementar, de manera sinérgica, el momento de torsión externo corrector hacia la tibia a cada paso. Al mismo tiempo, en ausencia de estudios que cuantifiquen los momentos de torsión que suceden en las TTI durante la marcha, se ha elaborado una gráfica homogénea tipo, con el fin de saber en qué fase del ciclo deben actuar los tratamientos para que sean efectivos.

Metodología: Sobre 83 voluntarios con marcha en Aducción, fueron seleccionados 32, los cuales tenían como única causa una TTI. Mediante una plataforma de fuerzas BTS P-6000 *Bioengineering* se registraron los MLV que se producen sobre la superficie plantar del pie, cuantificando en ellos el interno como forma de valorar el momento de torsión externo que las fuerzas de reacción del suelo dirigen hacia al eje longitudinal de la pierna. Al mismo tiempo se midió el APM

Resultados:

1. El MLV interno se produce durante el primer 20% del ciclo de la marcha
2. Se evidencia la ausencia de relación de dependencia entre la APM y el MLV interno, en los grados en que se mueven los tratamientos.
3. Los dos tratamientos que fomentarían la pronación del pie, la cuña Pronadora y la Nueva Propuesta, son los que logran incrementar, de manera estadísticamente significativa, el MLV interno. La nueva propuesta es la que logra incrementar más, tanto el MLV interno como la pronación.

Conclusiones:

1. Para aumentar el momento de fuerza externo hacia el eje longitudinal de la pierna como medida correctora, los tratamientos que se diseñen desde el pie deben tener su acción durante el primer 20% del ciclo de la marcha.
2. Incrementar la APM desde el pie, en el rango de grados que producen los cuatro tratamientos que se analizan, no tiene influencia en la corrección de las TTI.
3. Sería la pronación del pie la responsable del incremento que se consigue de las fuerzas correctoras hacia el eje longitudinal de la pierna, siendo la Nueva Propuesta la que lo hace en mayor cuantía.

Palabras clave: *in-toeing*; «free moment»; «internal tibial torsion»; «lateral wedge shoe»; «gait* plate*»; *Torqheel**

ABSTRACT

Background: Conservative treatments traditionally used from the foot –*Gait Plate*, *Torqheel* and Pronator wedge–, for Internal Tibial Torsions –TTI– in children, base their effect on the capacity to increase the angle of the Foot Progression Angle –FPA–. No study was found that measure the external torsion forces that the ground reaction generates towards the longitudinal axis of the leg while the foot is loading, as a way to assess its effectiveness. In this work, these forces have been quantified in the form of the internal Vertical Free Moment -VFM- using the before mentioned treatments, also measuring the FPA, while analyzing a New Proposal, which would enhance the pronation of the foot along with the increase in the FPA as measures to synergistically increase the correcting external torque towards the tibia with each step. At the same time, in the absence of studies that quantify the torsional moments that occur in TTIs during walking, a standard homogeneous graph has been developed, to know in which phase of the cycle the treatments must act to be effective.

Methodology: Out of 83 volunteers with Adduction gait, 32 were selected, which had a TTI as the only cause. By means of a BTS P-6000 Bioengineering force platform, the VFMs that occur on the plantar surface of the foot were recorded, quantifying the internal to assess the external torque that the ground reaction forces direct towards the longitudinal axis of the leg. At the same time, the FPA was measured.

Results:

1. The internal VFM occurs during the first 20% of the gait cycle
2. The absence of a dependency relationship between the FPA and the internal MLV is evidenced, in the range of the degrees produced by the different treatments.
3. The two treatments that would promote the pronation of the foot, the Pronator wedge, and the New Proposal, are those that increase the Internal VFM in a statistically significant way. The New Proposal is the one that manages to increase the most, both the internal MLV and the pronation.

Conclusions:

1. To increase the external moment of force towards the longitudinal axis of the leg as a corrective measure, the treatments that are designed from the foot must have their action during the first 20% of the gait cycle.
2. Increasing the APM from the foot to the extent that the four treatments that are analyzed can achieve it, has no influence on the correction of TTIs.
3. It would be the pronation of the foot that is responsible for the increase that is achieved in the corrective forces towards the longitudinal axis of the leg, being the New Proposal the only one that does it to a greater extent.

Keywords: *in-toeing; «free moment»; «internal tibial torsion»; «lateral wedge shoe»; «gait* plate*»; Torqheel**

1. INTRODUCCIÓ

1. INTRODUCCIÓ

1.1. TORSIONS I ANGULACIONS FISIOLÒGIQUES EXISTENTS EN ELS DIFERENTS SEGMENTS DE L'EXTREMITAT INFERIOR

La torsió és un fenomen habitual en la natura per la deformació que experimenten els cossos sobre el seu eix longitudinal (Figura 1.1).



Figura 1.1. Olivera de les quatre potes de Canet lo Roig. València. –imatge de Hovulltot–.

En enginyeria, per torsió mecànica s'entén la deformació que es produeix en un prisma, per l'acció d'aplicar en ell dos moments de força iguals i de sentit contrari en el seu eix longitudinal, de forma que els punts de cadascuna de les seves cares que inicialment, es trobaven en el mateix pla, per l'acció de les dues forces oposades quedaran en plans diferents (1) (Figura 1.2a). Caldria diferenciar aquest concepte de torsió del de rotació, en el qual només intervé sobre el cos una sola força produint-li un gir, de forma que tots els

punts de cadascuna de les seves cares giren alhora en el mateix sentit (Figura 1.2b).

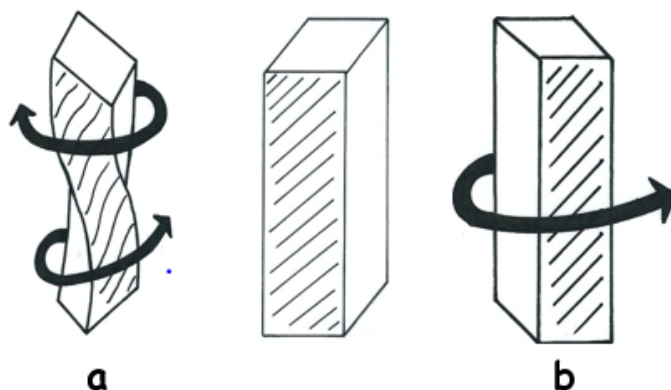


Figura 1.2. Diferència entre torsió i rotació d'un cos

a) Torsió d'un cos: actuen sobre ell dues forces en sentit oposat, provocant deformació de les seves cares sobre el seu eix longitudinal.

b) Rotació d'un cos: actua sobre ell una sola força que li provoca un gir sobre el seu eix longitudinal, sense deformació de les seves cares.



Figura 1.3

- 1) Anteposició de l'Acetàbul de la Pelvis
- 2) Antetorsió del Coll del Fèmur
- 3) Torsió Tibial Externa.
- 4) Adducció del Coll de l'Astràgal

La torsió també la trobem present en el cos humà de forma fisiològica. En l'individu adult, els diferents segments de les extremitats inferiors –pelvis, fèmur, tibia i peu–, presenten fisiològicament unes torsions i unes angulacions –diferents direccions de dos segments en un mateix pla–, que condicionaran que l'extremitat s'orienti, en el pla transvers, amb un Angle de Progressió de la Marxa –**APM**– determinat.

L'APM es defineix com l'angulació formada per la línia de progressió de la marxa i l'eix del peu, considerant-se habitualment aquest últim, com la línia divisòria del taló en dues part iguals, que projectada cap endavant, passa entre 2n i 3r dit– (2–7).

Aquestes torsions i angulacions les podem identificar a quatre nivells (Figura 1.3):

1. En l'anteposició de l'acetàbul de la pelvis -**AAP**-
2. En l'antetorsió del coll del fèmur -**ACF**-
3. En la torsió tibial externa -**TTE**-
4. En l'adducció del coll de l'astràgal -**ACA**-

1.1.1. Anteposició de l'Acetàbul de la Pelvis –AAP–:

L'acetàbul pelvià, des de la visió transversa, es troba anteposat amb una angulació entre 13° i 20° respecte al pla sagital (8,9) (Figura 1.4 (10)). Aquesta angulació és la necessària per mantenir els graus de rotació que el maluc necessita per dur a terme la marxa en les seves diferents fases. El seu augment o disminució condicionarà la Rotació Medial -**RM**- o Lateral -**RL**- de l'extremitat.

1.1.2. Atetorsió del coll del fèmur –ACF–:

El cap i el coll del fèmur es troba en una antetorsió d'uns 15° de mitjana en referència als còndils femorals, segons les mesures de diferents autors (9,11–13) (Figura 1.4 i 1.5). Aquesta és l'angulació necessària perquè el cap del fèmur, en encabir-se dins la cavitat cotiloide, pugui tenir els graus necessaris de recorregut en RM i RL, per poder efectuar les diferents fases de la marxa (14).

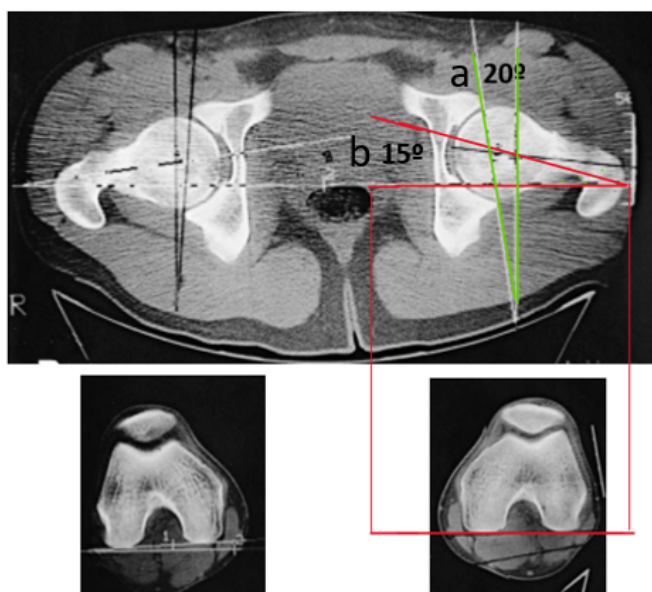


Figura 1.4. Tomografia computeritzada –imatge de Seber,S (10)–: **a)** Anteposició Acetàbul Pelvis **b)** Antetorsió Coll Fèmur



Figura 1.5. Antetorsió de l'eix del coll del fèmur respecte a l'eix transcondilar.

1.1.3. Torsió Tibial Externa –TTE–

1.1.3.1. Tècniques de mesura

La tíbia de l'adult presenta una torsió lateral de la seva part distal respecte a la proximal, que es pot mesurar mitjançant diferents tècniques:

- **Mesura directa sobre la tibia seca:** Utilitza l'angulació, en el pla transvers, entre l'eix posterior, tangent la altil·la tibial, amb l'eix latero-medial de la seva part distal o bé amb el trans-mal·leolar (15,16) (Figura 1.6).

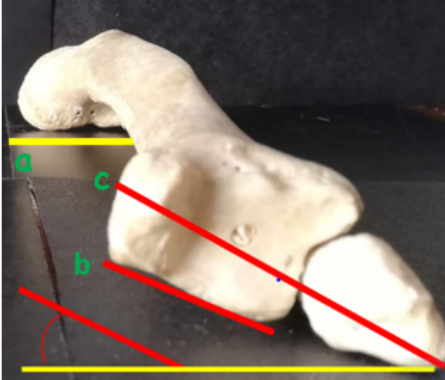


Figura 1.6. Mesura de la torsió tibial sobre la tibia seca. a) eix posterior tangent l'atiplà tibial. b) eix latero-medial part distal. c) eix transmal·leolar.

- **Mesures obtingudes per tècniques de la imatge –radiologia, ressonància magnètica o ultrasons:** s'utilitza l'angulació, en el pla transvers, entre l'eix posterior tangent l'atiplà tibial o bé de l'eix trans-condili del fèmur, amb l'eix latero-medial de la seva part distal o bé amb l'eix trans-mal·leolar (17-21) (Figura 1.7 (21)).

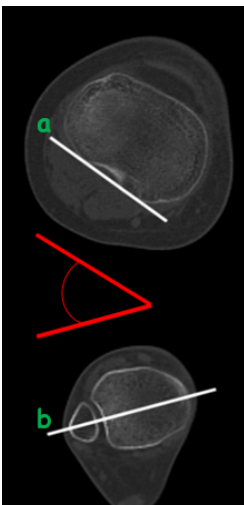


Figura 1.7. Mesura de la torsió tibial amb tomografia computeritzada. -imatge de Madadi F (21)

- a) eix posterior tangent l'atiplà tibial.
b) eix transmal·leolar.

- **Mesura Clínica:** En posició sedent i cama estesa, es posiciona la part proximal de la tibia paral·lela al pla anteroposterior, col·locant la tuberositat anterior o bé la ròtula mirant cap al zenit, o bé posicionant els còndils femorals equidistants sobre l'esmentat pla anteroposterior, segons autors (22-24). La mesura es realitza amb goniòmetre, sobre l'angle format per l'eix trans-mal·leolar amb el pla anteroposterior (Figura 1.8).

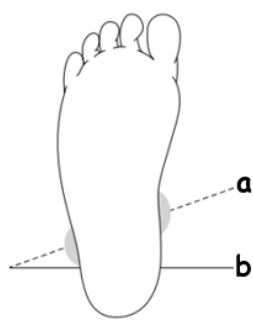


Figura 1.8. Mesura clínica de la torsió tibial, cama en extensió.

- a) eix transmal·leolar.
- b) eix paral·lel al pla frontal

Amb el mètode Staheli (4) en decúbit pron, cama i peu flexionats a 90°, es visualitza l'eix trans-mal·leolar, l'eix perpendicular a aquest i l'eix longitudinal del maluc . La mesura de la torsió tibial vindrà donada per l'angulació entre l'eix que és perpendicular al trans-mal·leolar i el del maluc (Figura 1.9).

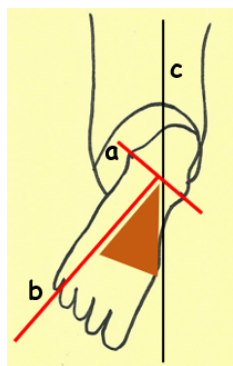


Figura 1.9. Mesura clínica de la torsió tibial amb mètode Staheli (4).

- a) eix transmal·leolar.
- b) eix perpendicular al trasmal·leolar.
- c) eix longitudinal del maluc.

1.1.3.2. Valors de mesura obtinguts per diferents autors en l'adult

El valor de la torsió tibial externa en l'adult, presenta una gran variabilitat segons els autors i la tècnica de mesura emprada, –ja sigui directament sobre la tibia seca, sobre imatges radiològiques, o bé amb exploració clínica–.

Le Damany (25) troba en 100 tíbies seques un valor de 23° de mitjana de versió externa al final de la infància; Hutter et al (26), en 40 esquelets d'adults, troba 20°; Jakob (27) mitjançant tomografia computeritzada, 30°; Staheli et al (4) amb mesura clínica, 23°; Sayli et al (28) amb tomografia computeritzada, 33°; Forriol et al (22), amb mesura clínica, 17° als 17 anys; Cheng et al (29), amb mesura clínica, 35° als 15 anys; Metha et al (16), en 100 tíbies seques, troba 29°; Gaumétou et al (30), radiològicament, 34.7° al 15 anys; Folinais et al (31), amb tomografies computeritzades, troba 30.3°; Stephen et al (32), mitjançant un mètode computeritzat, mesura 29°.

Tanmateix, la mesura realitzada sobre l'eix trans-mal·leolar, comparat amb l'eix latero-medial distal de la de la tibia seca, és 5° major (27,33) (Figura 1.10).

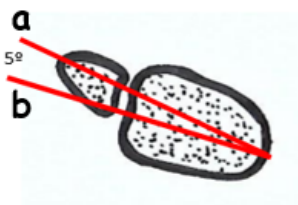


Figura 1.10. Part distal de la tibia.

- a) eix trans-mal·leolar
- b) eix latero-medial

Podem veure, doncs, que els valors de versió tibial externa més acceptats de normalitat en l'adult poden oscil·lar dels **17° als 34°**.

1.1.4. Adducció del coll de l'astràgal -ACA- respecte al seu cos

Des de la visió transversa, l'eix longitudinal del coll de l'astràgal, fisiològicament es troba adduït en referència al pla sagital, formant amb l'eix longitudinal del seu cos, una angulació amb un valor que

oscil·la entre els 18° i 24°, segons autors -Lisowski (34) 18°, Straus (35) 22°, Sarrafian (36) 24° (Figura 1.11).

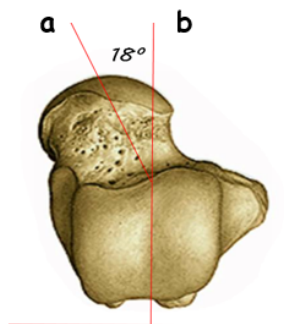


Figura 1.11. ACA fisiològic.

a) Eix longitudinal del coll

b) Eix longitudinal del cos

1.1.5. Orientació final de l'APM

La suma de totes aquestes torsions i angulacions -AAP, ACF, TTE i ACA- com a resultat final orientaran el peu, de forma fisiològica, amb un APM extern que oscil·larà entre 7° i 8° de mitjana (4,37-39), el qual pot canviar en dependència de les variacions de torsió o angulació entre els segments (10,40) (Figura 1.12).

1.2. TORSIONS I ANGULACIONS FISIOLÒGIQUES QUE ES PRODUEIXEN EN ELS DIFERENTS SEGMENTS DE L'EXTREMITAT INFERIOR, DURANT EL PROCÉS DE CREIXEMENT

En el procés creixement de l'extremitat inferior, el perfil de torsions i angulacions dels diferents segments que la conformen, no serà igual que el de l'adult. Des del moment de la seva formació en el període prenatal, i al llarg de tot el creixement en el període post-natal, l'extremitat s'anirà remodelant fins a l'edat adulta, constituint aquest procés una història natural fisiològica.

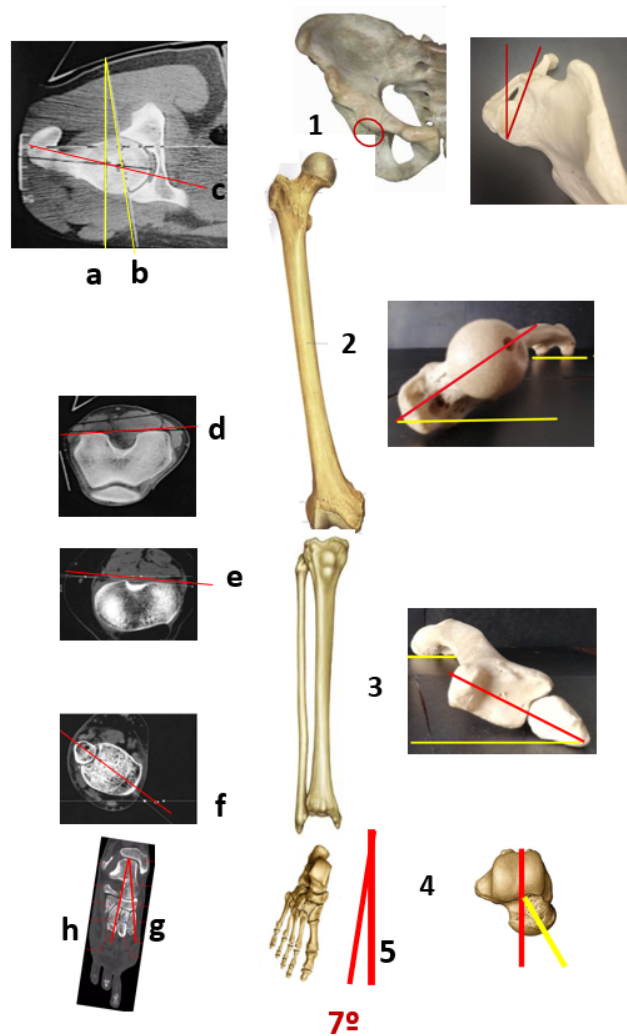


Figura 1.12. APM com a resultat final de la suma de torsions i angulacions de l'extremitat inferior –imatges amb TAC eixos **a,b c d,e**, de Seber, S et al (10); eixos **e i f**, de Bouchard, R et al (40)–:

1. angle AAP. **a** eix posteroanterior de la pelvis; **b** eix tangent a les cel·les de l'acetàbul.
2. angle ACF. **c** eix longitudinal del coll del fèmur; **d** eix tangent als còndils femorals.
3. angle de TTE. **e** eix tangent l'altiplà posterior tibial; **f** eix trans-mal·leolar.
4. angle ACA. **g** eix longitudinal de coll **h** eix longitudinal del cos.
5. APM resultant final amb valor de 7° positius de mitjana.

1.2.1. Perfil de torsió prenatal

Durant la gestació, les extremitats apareixen en la cinquenasetmana, trobant-se el primer dit en posició preaxial i rotant medialment al voltant de la setena (41-43). En la formació de l'extremitat inferior, inicialment no existeixen torsions (44) (Figura 1.13).



Figura 1.13. Embrió de 7 setmanes –imatge de Lola Lovati–: s'aprecia l'absència de torsions en les extremitats.

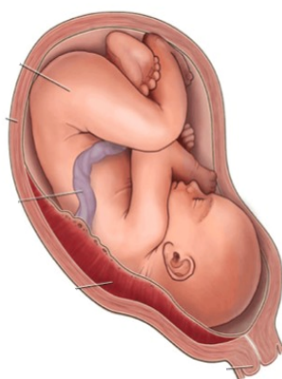


Figura 1.14. Posició fetal 4t mes –imatge de J. Stowe–: tibia i fèmur es flexionen; aquest últim rota externament i el peu dors flexiona i everteix.

Conforme el fetus va creixent, anirà apareixent un conflicte entre continent i contingut, havent-se d'adaptar l'extremitat a la falta d'espai; és per aquest motiu que a partir del 4t mes, tibia i fèmur es flexionen, posicionant-se aquest últim en RM i el peu en flexió

dorsal i eversió, (45,46) (Figura 1.14). A partir del 7è mes, conforme s'accentua la flexió del maluc, començarà a aparèixer l'ACF (Figura 1.5), la qual anirà augmentant fins a uns 40° o 50° al moment de néixer (47); al mateix temps, la tibia es medialitzarà, però, en general, no arribarà a adquirir una torsió interna; el peu es posicionarà en flexió plantar i inversió (48) i l'angulació del coll de l'astràgal respecte al seu cos (figura 1.11), s'augmentarà (49).

1.2.2. Perfil de torsió post-natal

Per tant, el perfil torsional i angular al naixement serà el següent :

- L'AAP, des de la visió transversa (Figura 1.12 -1ab), es troba amb una angulació de 13° de mitjana respecte al pla sagital, romanent bastant estable al llarg del creixement (8).
- En el maluc, l'ACF (Figura 1.12 -2cd) està molt augmentada, entre 40° i 50°, en comparació als 15° de mitjana de l'adult (4,41,50-52), alhora que existeix una contractura de les parts toves en RM que emmascara els moviments de l'articulació (53).
- En la tibia podríem considerar que, en el moment del naixement, pràcticament no hi existeix torsió. Le Damany (25) troba 0°; Dupui (54) mesura 0°; Kermosh et al (55), 2° laterals; Ritter et al (56), 4° laterals, Staheli et al (4, 57), 0°.
- En el peu, l'ACA (Figura 1.12 -4gh), estarà augmentada entre 30° (34,35) i 37° (49), en comparació als 18° a 24° de l'adult (34-36).

Quan s'inicia la càrrega amb el bipedisme i en l'adquisició de la marxa, sobre l'esquelet de l'infant actuaran noves forces que seguiran modelant-lo durant tot el creixement, en especial en els períodes en què aquest és més intens. Els canvis que s'aniran produint en els diferents segments de les extremitats seran:

- La contractura en RL del maluc anirà desapareixent durant els primers anys (53), alhora que l'ACF anirà disminuint al llarg de tot el creixement, fins arribar als 15 anys al valor de 15° que té l'adult (9,11,12,51,58) (Figura 1.15).

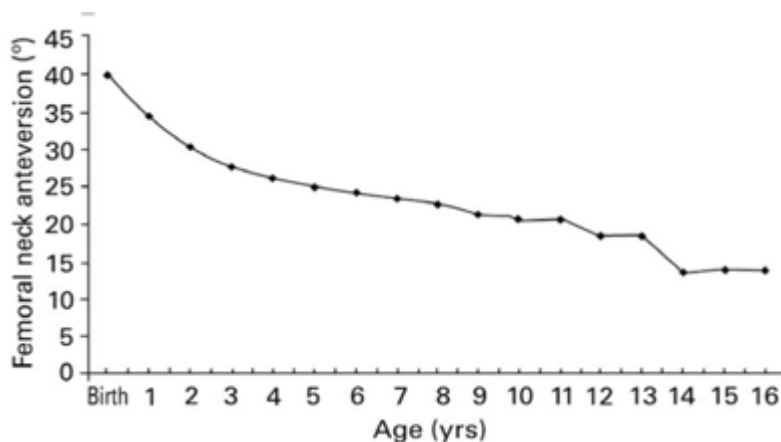


Figura 1.15. Evolució de l'ACF des del naixement. Gràfica de Fabry (58)

- La tibia fa un procés de torsió externa al llarg del creixement, tal com podem veure en els treballs de diferents autors (Taula 1.1), (Figura 1.16):

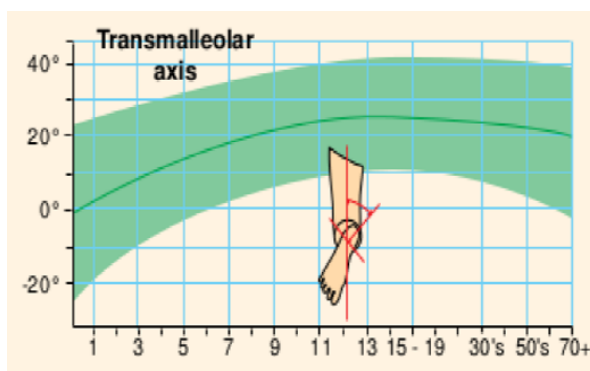


Figura 1.16. Evolució de l'eix transmal·leolar des del naixement –Gràfica de Staheli et al (4)–.

Taula 1.1

autors	mostra	evolució TTE	mitjana/any
Le Damany (25)		0° al naixement, a 4,4° l'any, 12° i als 5 anys, 22°	
Dupui (54)		0° al naixement, 20° 4° als 5 anys	
Kermosh et al (55)	230 nens	2° positiu al naixement, 10° als 5 anys	1,6°
Staheli et al (57)(59)	160 nens	7° al primer any, 13° als 13 anys	2°
Staheli et al (4)	1000 individus de totes les edats	0° al naixement, a 23° en l'adult	
Forriol (22)	1607 nens	5° lateral als 3 anys, a 17° als 17 anys	0,9°
Cheng et al (29)	2630 nens	15° lateral als 2 anys, a 35° als 15 anys	1,5°
Gaumétou et al (30)		26,8° als 6 anys, a 34,7° als 15 anys	0,9°
Malekafzali et al (60)		De 7° a 20° durant el creixement	

Podríem concloure que la tibia al naixement es troba pràcticament sense torsió i es va lateralitzant al llarg del creixement fins als 13 o 15 anys, segons estudis, arribant a uns valors que oscil·len entre els 17° i 34° (4,16,22,25-32), podent calcular amb tots ells, una mitjana de 25,5°.

Alhora, aquesta lateralització succeiria a un ritme de 2,2° per any.

S'ha de tenir en compte que aquest valor no és constant, sinó que s'incrementa o disminueix en funció de la velocitat del creixement, trobant-se que és major en els primers anys i després es va alentint.

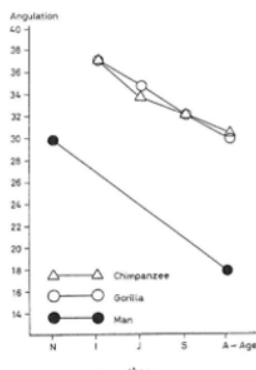


Figura 1.17. Evolució de l'ACA en humans durant el creixement, en comparativa amb el goril·la i el ximpanzé -gràfic de Lisowski (34).

- L'angle ACA, anirà disminuint al llarg del creixement, passant dels 30° (34,35) o 37° (49) que es troben al naixement fins als 18° a 24° de l'adult (34-36) (Figura 1.17).
- L'APM anirà canviant amb l'edat, en funció de les modificacions torsionals i angulars que vagin succeint dels segments anteriors, sent la mitjana als 3 anys de 3,9°, als 6 de 3,3°, als 9 de 6,4° (61) fins als 7 o 10 ° de l'adult (4,38,39,62).

En conclusió, hi ha una història natural en l'extremitat inferior durant el creixement, en la qual els ossos s'aniran remodelant per l'acció mecànica de la càrrega que succeeix en caminar, sent tot plegat un procés fisiològic; existeix, doncs, segons l'edat, un perfil de torsió determinat de les extremitats, el qual anirà evolucionant durant el creixement fins quedar estabilitzat.

1.3. MARXA EN ADDUCCIÓ EN NENS

Caminar amb la punta dels peus orientada en adducció –Add– (Figura 1.18), és, junt amb el peu pla, un dels motius de consulta més freqüents en podologia pediàtrica, i és de gran preocupació dels pares veure que el seu fill camina malament, ensopegant i caient amb freqüència, pensant que podrà persistir el trastorn en l'edat adulta (63).

La majoria de vegades, aquesta condició pertany a problemes de torsió òssia focalitzats en els diferents segments de les extremitats

inferiors, els quals resulten ser una variant del procés normal de remodelació del perfil de torsió que l'extremitat experimenta durant el creixement; per tant, majoritàriament tindran una resolució espontània (4, 5, 41, 46,61,64).

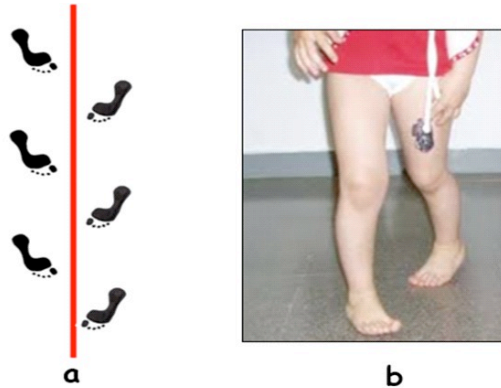


Figura 1.18 Marxa en Add

- a) APM en valor negatiu, orientant la punta dels peus en Add
b) Marxa amb Add, podent ser d'etiologia en qualsevol segment de les extremitats –imatge de A Bueno–.

No obstant, un petit percentatge poden no quedar resoltes en arribar a l'edat adulta. Thackeray et al (37) fan un estudi de l'APM per edats, i troben que la marxa en adducció, sense especificar en quin segment de l'extremitat es troba l'anomalia de torsió, es dona amb una prevalença del 25% als 3 anys, el 33% als 6 anys, el 7,1% als 9 anys, arribant a persistir en l'adult en un 8,3%, dels quals, només en alguns casos podran arribar a representar un trastorn invalidant per a la marxa.

1.3.1. Descart de patologies majors amb marxa amb Adducció

En algunes ocasions, la causa de la marxa Add pot ser secundària a patologies majors:

Trastorns neurològics com les paràlisis cerebrals, poden donar un augment de la RM del fèmur, estar associades amb una Torsió Tibial

Interna –**TTI**–, a un *metatarsus adductus*, o bé tenir una combinació de totes aquestes etiologies (65).

La sospita de trastorn neurològic ens la poden donar uns indicadors com poden ser:

- l'anormalitat en el to muscular: l'espasticitat dels adductors del maluc i dels isquiotibials medials van produint una contractura de la musculatura en RM de forma progressiva (46,66-69), provocaran una marxa en Add.
- la limitació en l'abducció del maluc
- diferent longitud en les extremitats (70)
- la indagació, en l'anamnesi de si al naixement va haver-hi:
 - complicacions de compromís neurològic –test d'Apgar–
 - retard en començar a caminar –per sobre dels 16 mesos–.

En altres patologies de caràcter general, com l'acondroplàsia (28,71) o la osteogènesis imperfecta (72), també es pot observar marxa en Add d'origen tant en el fèmur com en la tibia.

Un cop descartades patologies majors, l'etiologia de la marxa en Add a nivell ossi la trobarem a tres nivells:

- En el fèmur en forma ACF augmentada
- En la tibia, en forma de TTI
- En el peu, en forma de: ACA augmentat, avantpeu *metatarsus adductus* i el peu adducte equinovar o peu bot.

1.3.2. Antetorsió del coll del fèmur augmentada

Durant la mecànica de la marxa fisiològica, degut al fet que la pelvis realitza rotació axial i queda més avançada del costat de la cama que avança, el maluc necessita realitzar una rotació RM per tal de poder mantenir cama i peu amb un APM obert i ben orientats (Figura 1.19 a). Si el coll del fèmur es troba molt més avant-torsionat del que és normal, el recorregut de la RM de l'articulació coxofemoral de l'extremitat que avança quedarà limitat per no luxar-se (Figura 1.19 b), i per tant, tota l'extremitat es veurà orientada, tant la ròtula com el peu, en RM, adoptant l'individu una marxa en Add (14) (Figura 1.19 c). En una visió anteroposterior en posició bípeda, es podrà observar que tant la ròtula com el peu es posicionen en RM (Figura 1.20). Durant la marxa, quan el peu contacta amb al terra, tant la ròtula com el peu rotaran internament.

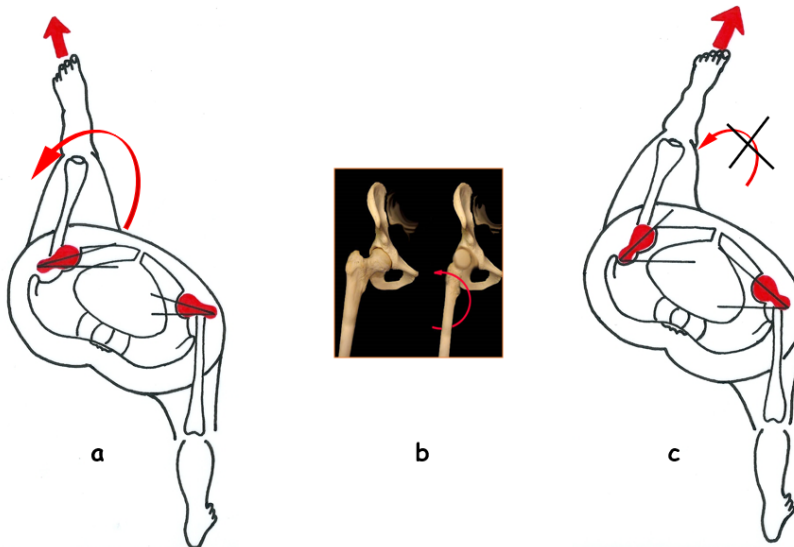


Figura 1.19. Marxa en Add ocasionada per una ACF augmentada

- a)** RL realitzada per l'articulació coxofemoral de l'extremitat que avança en la normalitat, per tal mantenir el peu amb un APM obert
- b)** a l'existir una ACF augmentada, la RL de l'extremitat provocaria la seva luxació.
- c)** limitació de la RL de l'articulació coxo-femoral de l'extremitat que avança al existir una ACF augmentada, produint una marxa en Add.

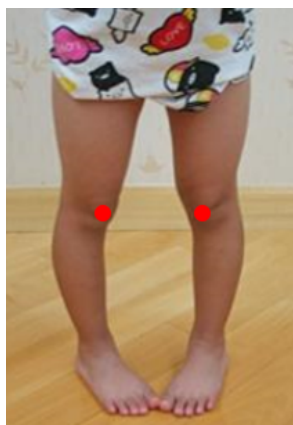


Figura 1.20. Posició bípeda pla frontal per un trastorn de ACF augmentada –imatge d'internet sense autor–. Tant la ròtula com el peu s'orienten en RM.

Degut al fet que les ACF coexisteixen juntament amb la contractura fisiològica en RM de les parts toves del maluc, pròpia del període fetal, que es presenta al naixement (53), aquesta marxa en Add, en el nen, sols es farà evident a partir dels 3 o 4 anys en endavant (41,42,73), conforme va desapareixent l'emascament de la contractura.

1.3.3. Torsió tibial interna –TTI–

En ocasions, és la tibia la que es troba en torsió interna, ocasionant una marxa en Add. Aquesta condició es manifesta, al contrari que les ACF, ja des del moment en què l'infant comença a caminar, pel fet de no afectar-li la contractura de part toves que presenta fisiològicament el maluc (53), sent per tant aquests el motiu pel qual la TTI és la principal causa de marxa en adducció que es visualitza fins als 4 anys (41,42,46,73); aquesta és una bona dada per ajudar a fer un diagnòstic diferencial amb les ACF, les quals apareixen a partir d'aquesta edat.

Des de la visió del pla frontal en posició bípeda, si observem que la ròtula està posicionada en sentit anteroposterior, estant les rotacions del maluc dins del rang de normalitat, però en canvi, el peu queda orientat en Add, aquest fet ens informa que el trastorn de torsió es troba de genoll en avall, ja sigui per TTI o per ACA (Figura 1.21).

Durant la marxa, es pot observar que la cama que avança manté la ròtula en sentit anteroposterior, però, en canvi, el peu ho fa en tot moment en Add (Figura 1.22 (74)).



Figura 1.21 Posició bípeda pla frontal per un trastorn de TTI o d'ACA –imatge d'internet sense autor–: la ròtula es posiciona en sentit avant-posterior, mentre que els peus ho fan en Add.



Figura 1.22. Marxa amb Add per TTI o ACA – imatge adaptada de Ramachandran (74)–.: La ròtula està en sentit avant-posterior mentre que el peu mira medialment.

1.3.3.1. *Etiologia de la TTI:*

La principal causa de TTI caldria buscar-la en la posició intrauterina, per la manca d'espai del fetus dins d'aquesta; quan existeix un conflicte entre continent i contingut, la compressió sobre el peu posicionat en flexió plantar i adducció, propiciaria el que la tibia es torci medialment (42,44) (Figura 1.23 (75)) . Katz et al (76, en el seu estudi, expliquen que els nadons prematurs nascuts fins a la setmana 30 de gestació, els quals, per la falta de desenvolupament no han patit la manca d'espai, no presenten mai la torsió medial de la tibia.

En alguna ocasió, la TTI podria tenir una predisposició genètica. Nachlas (77) diu que es comú en l'orangutan i el goril·la i que, per tant, en l'home es podria considerar com una desviació atàvica. Staheli (42) afirma que es donaria en aquells casos persistents. Fitch

et al (78) en descriuen un cas, i Blumel et al (79) en presenten 8, els quals es donen al llarg de quatre generacions.

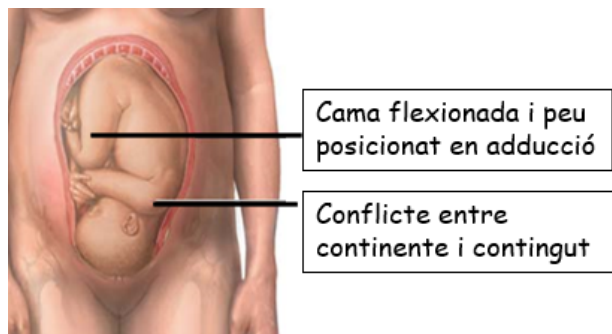


Figura 1.23 Posició fetal –imatge adaptada de Greene, A. (75)–: Conflicte entre continent i contingut. La cama flexionada i el peu en adducció, pot ocasionar una pressió medial excessiva sobre ells.

1.3.3.2. *Evolució i prevalença de la TTI*

La seva evolució, la gran majoria de vegades, és la resolució espontània al llarg del creixement, sobretot durant el primers 4 anys. Hutter i Scott (26) examinen 1500 individus i troben que entre els 5 i els 7,5 anys la prevalença de TTI és del 10% en nens i el 8,5% en nenes, en front a la de l'adult en què troben que és del 4%, dels quals, al 3% no els representarà cap problema per al desenvolupament de l'activitat normal **i sols en l'1 % arribarà dificultar-la.**

Staheli(46)i Dietz(80) afirma que el 95% es resolen espontàniament.

1.3.4. **Adducció del Coll de l'Astràgal augmentat**

A nivell del peu, tal com va apuntar Bleck (81), l'ACA (Figura 1.11), podria estar més augmentada del que li correspondria per l'edat (Figura 1.17), i ser, doncs, la causa d'una marxa en Add, quan no hi ha problemes ni de tibia ni de fèmur. Aquest trastorn no és de torsió, sinó d'angulació en el pla transvers.

L'observació del pla frontal amb la posició bípeda mostra que la ròtula està posicionada en sentit anteroposterior, ja que de genoll

cap amunt no hi ha anomalia de torsió, mentre que el peu es troba orientat medialment, no visualitzant-se diferència amb els problemes de TTI (Figures 1.21, 1.22). El diagnòstic diferencial s'haurà de realitzar mitjançant l'exploració clínica.

1.3.5. Avantpeu amb *Metatarsus adductus*

En el *metatarsus adductus*, l'avantpeu es troba en adducció per la desviació medial dels metatarsians, el retropeu varitzat i el primer radi plantar-flexionat, adoptant el peu la forma de «C» (82), donant la imatge d'una marxa en Add (Figura 1.24 (83)). Aquest trastorn no és de torsió sinó d'angulació en el pla transvers.



Figura 1.24. Metatarsus Adductus –imatge de Dobbe et al (83)–

Es troba associat freqüentment a la TTI (41,42,46). La falta d'espai intrauterí amb el posicionament del peu en plantar-flexió i inversió (48), seria una causa de les dues patologies. (Figura 1.23).

1.3.6. Peu adducte equinovar o peu de bot, *clubfoot* o *congenit talipes equinovarus*

D'etiologia desconeguda, el peu es troba varitzat, adduït, en equí i va associat a una TTI (84) (Figura 1.25 (85)). No és un problema purament torsional en el pla transvers, sinó que les deformacions afecten els tres plans.



Figura 1.25 Peu Adducte Equí Var –imatge Osuna, G (85)–.

1.4. MOVIMENTS A L'EXTREMITAT INFERIOR RELACIONATS AMB ELS MECANISMES TORSIONALS

La marxa humana és un grup de moviments complexos, precisos i coordinats que tenen lloc entre tots els segments que conformen l'aparell locomotor –cintura escapular, raquis, braços, cintura de la pelvis, fèmur, tíbia i peu (Figura 1.26 a), els quals formen una cadena cinètica íntimament relacionada, en la qual, el moviment de cadascuna de les seves parts repercuteix en totes les altres, actuant totes elles de manera sincronitzada per aconseguir que la seva biomecànica sigui el més eficient possible, amb el mínim consum energètic (Figura 1.26 b (86)).

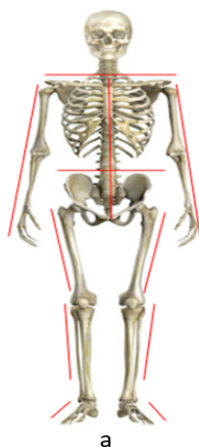


Figura 1.26

a) Segments que conformen l'aparell locomotor: cintura escapular, raquis, braços, cintura de la pelvis, fèmur, tíbia i peu.

b) Moviments sincronitzats durant el cicle de la marxa –imatge d'Edgerton, H. Bob running (86).

1.4.1 Fases de la marxa

En el cicle complet de la marxa humana en gambades, descrit per Perry J (87), hi podem distingir dos grans períodes, el de recolzament i el d'oscil·lació (Figura 1.27 (87)).

El de «recolzament» es subdivideix en dues parts:

- Acceptació del pes: en la qual s'absorbeix l'impacte de l'extremitat que acaba de contactar amb el terra, alhora que aquesta s'estabilitza per la seva progressió.
- Suport monopodal: en el qual l'extremitat que carrega acaba suportant tot el pes corporal, mentre que l'altra s'eleva per començar a oscil·lar.

L'acceptació del pes es subdivideix en dues fases més:

- Contacte inicial: realitzat amb el taló, el maluc flexionat, el genoll estès i el turmell amb flexió dorsal o neutre.
- Resposta a la càrrega: que es realitza amb el taló com a balancí i el genoll flexionat, per absorbir el xoc.

El suport monopodal es subdivideix en:

- Recolzament mig: el qual comença en elevar-se el peu contrari i continua fins que el pes del cos està situat sobre l'avantpeu.
- Recolzament final: que s'inicia amb l'elevació del taló i continua fins que el peu contrari xoca amb el terra.

El període d'oscil·lació es realitza mitjançant tres posicions de l'extremitat: quan s'eleva, quan avança i quan es prepara per contactar altre cop. Es subdivideix en quatre fases:

- Pre-oscil·lació: recolzant solament l'avantpeu, s'inicia amb el primer contacte de l'extremitat contrària amb el taló,

havent-hi un doble recolzament, i acaba amb l'enlairament dels dits de la cama que ha quedat endarrerida.

- Oscil·lació inicial: comença quan s'eleva el peu del terra i acaba quan es col·loca a la mateixa alçada del contrari en càrrega.
- Oscil·lació mitja: s'inicia quan el peu està col·locat a la mateixa alçada del contrari i acaba quan l'extremitat ja està avançada, i la cama es troba en posició vertical.
- Oscil·lació final: comença quan la cama es troba en posició vertical i acaba quan el peu contacta amb el terra.

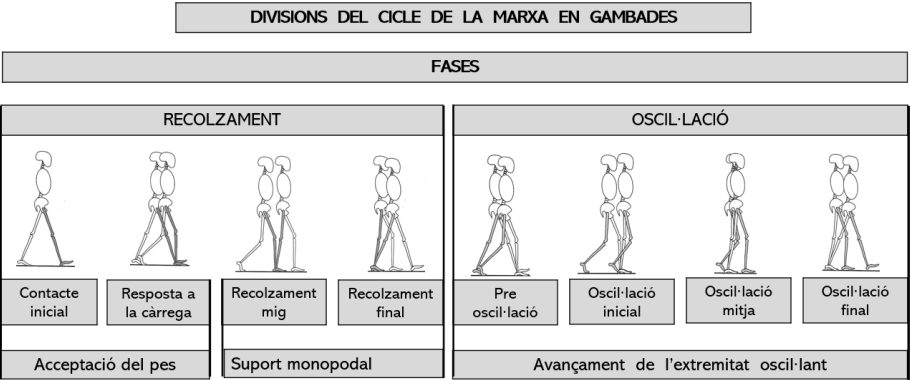


Figura 1.27. Cicle complet de la marxa –imatge adaptada de Perry, J (87)–

1.4.2. Moviments en el pla transvers

Des de la visió en el pla transvers, tots els segments de l'aparell locomotor realitzen rotacions sobre el seu eix longitudinal, ja siguin medials o laterals, en funció de la fase de la marxa en què es trobin, estant totes sincronitzades entre elles (Figura 1.28 (88)).

Aquests moviments rotacionals, els podem descriure en les diferents fases de la marxa de la manera següent:

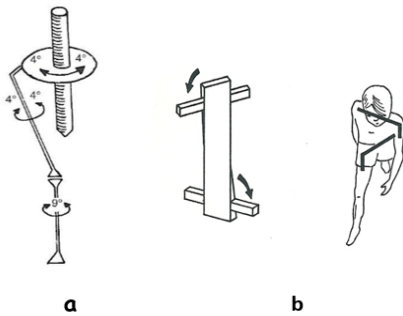


Figura 1.28. Rotacions en el pla transvers – imatge adaptada de Plas et el (88)-:

- a)** en pelvis, fèmur i tíbia
- b)** en la cintura escapular de forma contra lateral a la de la pelvis.

- Durant les fases de contacte inicial, resposta a la càrrega i fins a la primera meitat del recolzament mig de la cama que avança, **les qual representen el primer 20% del cicle de la marxa**, pelvis, fèmur i tibia roten internament (89) (Figures 1.29 -1a-2a i 1.30 a-b-c (89)). Alhora, les forces de fregament del terra actuen contrariant aquest moviment (90), obligant a valguitar l'articulació subtalar (91), i per tant, a pronar la volta plantar (89) (Figures 1.29 -1c (92) i 1.30-d-e) ; el peu es transforma en una estructura flexible per poder absorbir l'impacte de la càrrega.
- A partir de la segona meitat de la fase de recolzament mig i en la de recolzament final, la cama que oscil·la sobrepassarà la que carrega, produint-se en aquesta una RL de la pelvis, fèmur i tibia, (89) (Figura 1.29-2a-3a i 1.30-a-b-c); alhora, el peu supinarà transformant-se en una palanca rígida per la propulsió (93,94), excepte en l'últim moment, en el qual tornarà a pronar per acabar de donar l'últim impuls amb l'hà·lux (95) (Figura 1.29 -1c (92) i 1.30-d-e).
- El moviments de rotació del tronc, en les diferents fases de la marxa, són inversos als que es produeixen en la cama, coincidint la seva alineació únicament en la meitat del recolzament mig (Figura 1.29-2b). Aquesta asincronia contribueix a augmentar la inèrcia, i per tant, a rendibilitzar millor l'energia emprada.

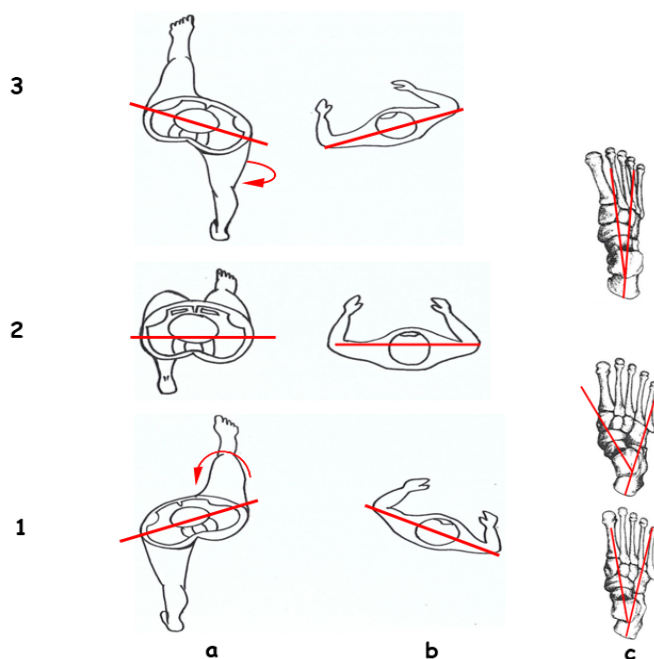


Figura 1.29. Moviments en el pla transvers durant el període de recolzament de la marxa –imatge c esquelet del peu adaptada de Root (92)–:

1- FASE DE CONTACTE INICIAL I DE RESPOSTA A LA CÀRREGA: L'extremitat dreta que avança, juntament amb la pelvis del seu costat, contacta amb el taló al terra realitzant tota ella una RM fins al recolzament de l'avantpeu. El tronc gira en sentit contra lateral a la pelvis, avançant el braç esquerre. El peu obrirà el seu angle de dispersió astràgal-calcàni, iniciant una pronació per absorbir l'impacte de la carga.

2- FASE DE RECOLZAMENT MIG: El peu recolza totalment al terra de forma unipodal, alhora que la cama contra lateral s'enlaira iniciant l'oscil·lació. Pelvis i tronc acabaran alineant-se per invertir després el seu moviment. El peu continuarà pronat fins atansar-se a la fase de propulsió, moment en que començarà a supinar preparant-se per l'impuls.

3-FASE DE RECOLZAMENT FINAL: L'extremitat dreta, i la pelvis del seu costat, queden endarrerides i el tronc gira en sentit contra lateral, avançant l'espatlla i el braç dret. Tota l'extremitat realitza una RL, la qual provoca la supinació del peu, convertint-lo en una estructura rígida per propulsar en el moment en que s'aixeca el taló del terra. La fase acaba en el moment en que la cama que oscil·la contacta amb el taló, mentre que la que estava recolzant s'acaba enlairant.

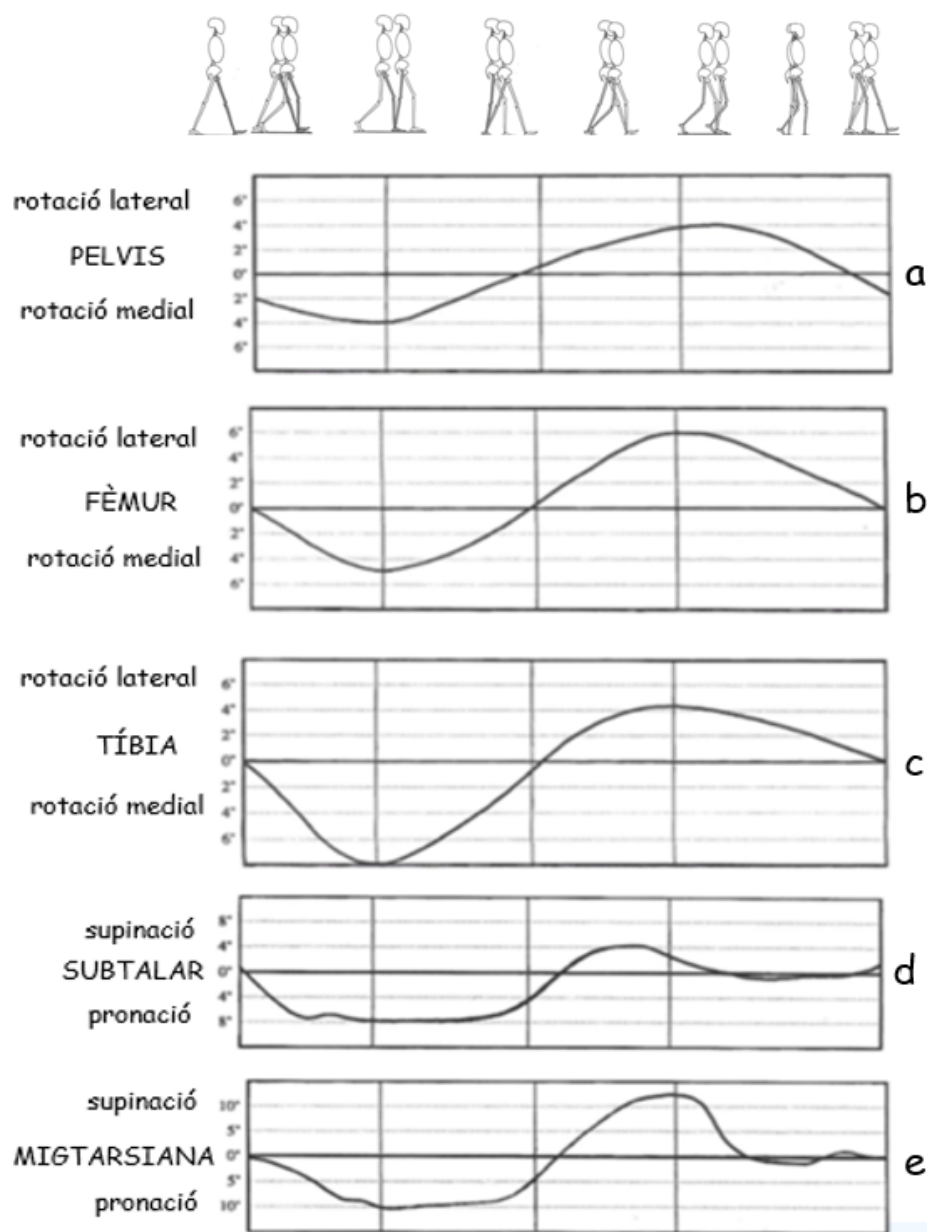


Figura 1.30. Moviments en el pla transvers durant el cicle de la marxa – imatge adaptada de Michaud (89)–: pelvis **a)**, fèmur **b)**, tíbia **c)**, articulació subtalar **d)** articulació mig-tarsiana **e)**

En un mateix cicle de la marxa, la rotació en un sentit que realitza una extremitat, provoca en l'altra la mateixa, però en sentit contrari (96), amortint i propulsant ambdues alhora, i de manera alternativa.

També des de la visió axial, podem observar, en el transcurs del cicle de la marxa, uns lleugers desplaçaments laterals dreta i esquerra, cadascun d'ells en la direcció de la cama que recolza en aquell moment (97,98) (Figura 1.31).

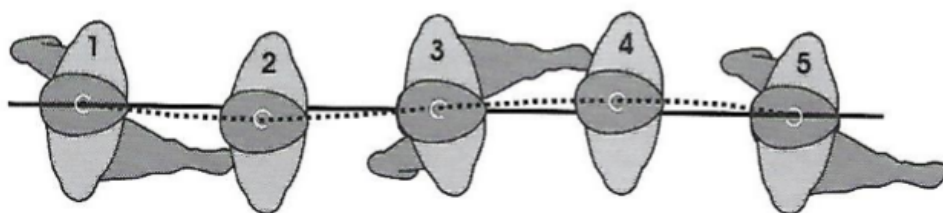


Figura 1.31. Pla transvers. Desplaçament lateral durant el cicle de la Marxa
 –imatge de J. Perry (97)–: **1-3-5** recolzament bi-podal. **2** recolzament total dret. **4** recolzament total esquerre.

1.4.3. Moviment en el pla frontal

En el pla frontal podem veure que durant el primer 20% del cicle de la marxa, es produeix un desplaçament lateral del cos sobre l'extremitat que carrega, augmentant en aquesta lleugerament el seu *genu valgus*, alhora que s'alinea el centre de gravetat sobre l'articulació subtalar, produint en aquesta la seva pronació (99,100); aquests fets ajudaran a l'amortiment del pes; al mateix temps, sobre aquest costat que carrega, la pelvis s'eleva agafant així energia potencial que es transformarà en cinètica per ser aprofitada en la propulsió (Figura 1.32-1).

Tanmateix, des d'aquest pla, a nivell del peu podem observar com es produeixen uns moviments sinusoidals sobre l'articulació subtalar, correlacionats a l'acció dels rotacionals que l'extremitat imprimeix en el pla transvers en les diferents fases de la marxa; aquests moviments

seran en forma de pronació durant el primer 20% del cicle de la marxa, quan la cama realitza RM, per passar a ser de supinació fins gairebé al acabar el recolzament final, quan la cama fa RL, per acabar en una RM finalment sobre l'hàl·lux, abans de l'enlairament del peu (101) (Figura 1.32 -2).

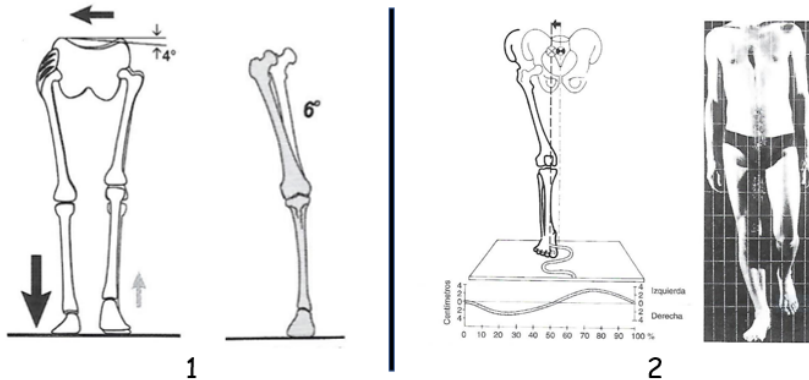


Figura 1.32. Moviments pla frontal durant el cicle de la marxa.

1) –imatge de J. Perry (100)– desplaçament lateral del cos sobre la cama que carrega, alineant el centre de gravetat sobre la subtalar, alhora que eleva la pelvis i augmenta el genu-valgus de l'extremitat.

2) –imatge de Viel (101)– moviments sinusoidals del peu en funció de la RM o RL de la cama en les diferents fases del recolzament

1.4.4. Moviment en el pla sagital

Des de la visió sagital, podem observar que amb el contacte del taló, el genoll es flexiona, desbloquejant-se i possibilitant així que la tibia realitzi RM, la qual provocarà la pronació de l'articulació subtalar; la flexió i la pronació, que juntament amb la contracció dels músculs tibial anterior i el quàdriceps, permetran que s'absorbeixi l'impacte de la càrrega (102) (Figura 1.33 a-b (99)).

En la fase final del recolzament, la flexió de la cama es redueix al mínim i l'eix de l'extremitat es torna rígid per la propulsió (Figura 1.33 c).

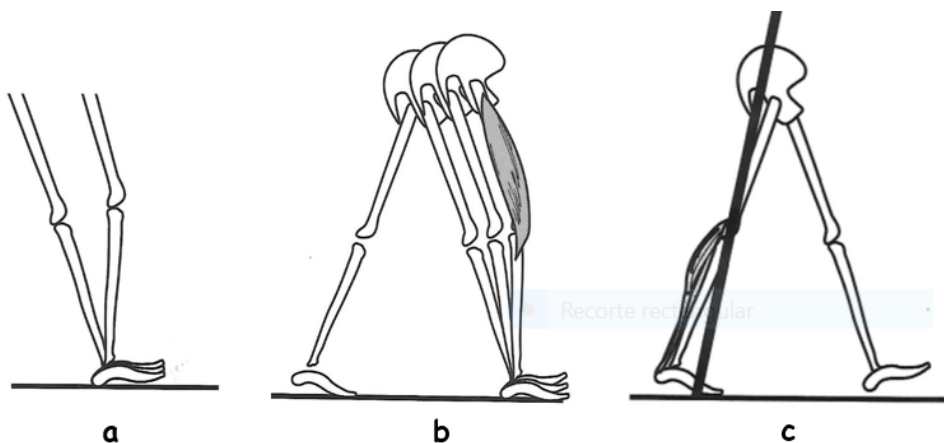


Figura 1.33. Pla sagital, absorció de l'impacte de la càrrega durant el cicle de la marxa –imatges adaptades de Perry et al (99)–: **a)** flexió de la cama flexibilitant el genoll **b)** contracció músculs tibial anterior i quàdriceps estabilitzant el genoll. **c)** extensió de la cama deixant altre cop rígid l'eix de l'extremitat per propulsar.

Amb tota aquesta sincronia de moviments alternats, el que aconseguix la marxa humana és optimitzar les funcions d'amortiment i propulsió que es produeixen en les seves diferents fases, alhora que es minimitza el desplaçament del centre de gravetat, aconseguint així la màxima eficiència en el desplaçament, amb el mínim consum energètic.

1.5. FUNCIO DEL PEU EN LA MARXA

1.5.1. Posicionament anatòmic de l'articulació subtalar

És d'interès en aquest treball d'investigació, entendre com la RM que realitza la tibia, en contactar el peu al terra, es transforma en torsió; per aquest motiu s'intentarà focalitzar el funcionament de l'articulació subtalar.

L'articulació subtalar és la formada per la cara inferior del l'astràgal amb la superior del calcani. Els dos ossos s'articulen mitjançant tres superfícies articulars, les quals permeten certa mobilitat fins a uns

límits, més enllà dels quals l'articulació es queda travada per no luxar-se (Figura 1.34).

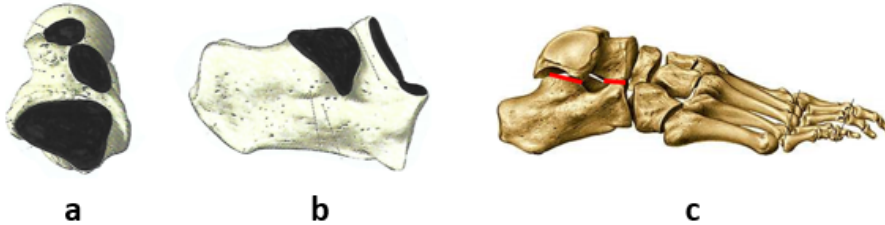


Figura 1.34 a) Astràgal visió plantar: caretes articulars calcànies anterior, mitja i posterior. **b) Calcani visió medial;** caretes articulars astragalines anterior, mitja i posterior. **c) Articulació subtalar**

1.5.2. Eix de moviment de l'articulació subtalar

El moviment d'aquesta articulació es realitza a través d'un únic eix, el qual es troba angulat de mitjana uns $42^\circ \pm 9^\circ$ amb el pla transvers, i $23^\circ \pm 11^\circ$ amb el sagital (103), podent variar segons autors (104,105) (Figura 1.35 (106)). Pel fet de ser un sol eix, sols permetrà el moviment en un sol pla; no obstant això, la posició en què es troba, la qual va des de la part posterior, lateral i plantar del calcani cap a l'anterior, dorsal i medial, passant pel coll de l'astràgal, fa que en realitat estigui angulat en els tres plans de l'espai; el resultat final serà un moviment tri planar (107).

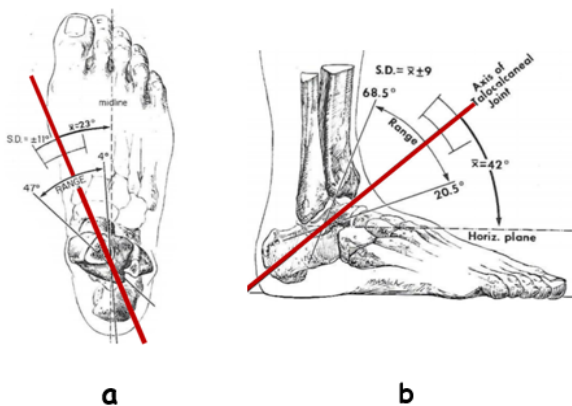


Figura 1.35. Eix de moviment de l'articulació subtalar -imatge adaptada d'Inman (106).

a) visió transversa: l'eix es troba angulat $23^\circ \pm 11^\circ$ en referència al pla sagital.

b) visió lateral: l'eix es troba angulat a $42^\circ \pm 9^\circ$ en referència al pla transvers.

1.5.3. Resposta del peu durant el primer 20% del cicle de la marxa – classificació Perry, J (87)

El que succeeix és el següent:

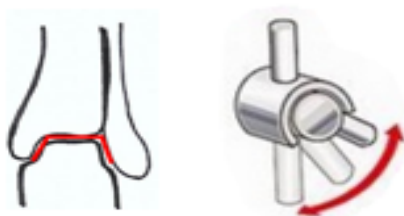


Figura 1.36 Tròclea tibio-peroné-astragalina. Només permet el moviment en un sol pla.

Pel fet de ser l'articulació del turmell una tròclea, en la qual la tíbia i el peroné enforquillen pel costat medial i lateral, el cos de l'astràgal respectivament, sols permetrà la flexo-extensió (108) (Figura 1.36). Per tant, estan el peu en Cadena Cinètica Tancada –CCT–, la RM que realitza l'extremitat durant el primer 20% del cicle de la marxa,

(38,89,109), (Figura 1.29-1 i 1.30 a-b-c), obligarà l'astràgal a rotar medialment (Figura 1.37 a), en un moviment tri planar, de la forma següent (110):

- el calcani, per la seva disposició anatòmica, pràcticament sols realitzarà eversió en el pla frontal (Figura 1.37 b); aleshores serà l'astràgal l'encarregat d'efectuar els moviments en els altres dos plans, fent RM en el transvers i flexió plantar en el sagital (111) (Figura 1.37-c (110) i 1.37-d). L'angle de dispersió astràgal calcani, des de la visió transversal, s'obrirà (112) (Figura 1.37- a) i l'articulació subtalar pronarà (Figura 1.30-d).

El moviment de pronació que realitza l'articulació subtalar durant el primer 20% del cicle de la marxa (Figura 1.30), arrossegirà a la mig-tarsiana i la tars-metatarsal que estan per davant seu (Figura 1.38), les quals actuaran de pont transmissor del moviment que succeeix del retropeu cap a l'avantpeu; això produirà que l'eversió del calcani que succeeix amb la pronació de la subtalar, es transmeti de forma sincrònica cap a l'avantpeu, realitzant aquest un moviment contrari d'inversió amb els mateixos graus (113) (Figura 1.39 a). Inman (114)).

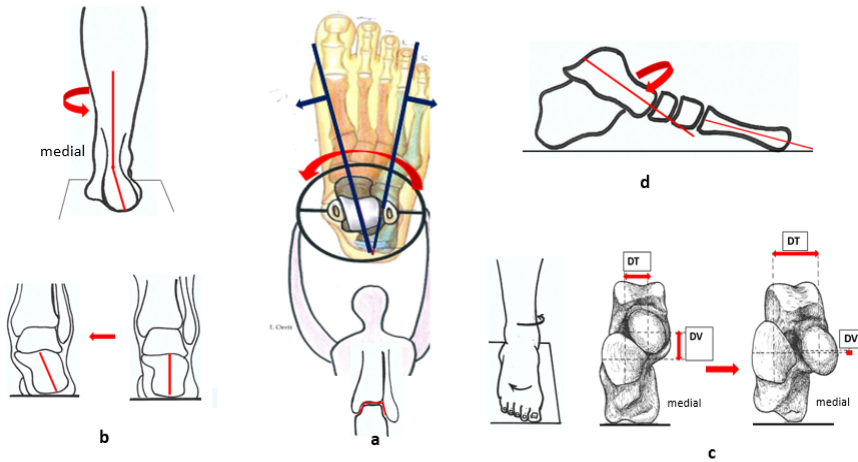


Figura 1.37. Resposta de l'articulació subtalar durant el primer 20% del cicle de la marxa

a) Visió transversa. RM de la tròclea tibio-peroné-astràgal provocant l'obertura de l'angle de dispersió astràgal calcani.

b) Visió posteroanterior. Eversió del calcani produïda per la RL de la tròclea tibio-peroné-astràgal.

c) Visió anteroposterior –imatge adaptada de Root et al (110)–. l'astràgal realitza RM i flexió plantar –DT distància transversal, DV distància vertical–.

d) Visió lateral. Flexió plantar de l'astràga



Figura 1.38. Articulació mig-tarsiana i tarsmetatarsal

a) articulació mig-tarsiana: formada per l'astràgal i el calcani, articulats amb el navicular i el cuboides .

b) articulació tars-metatarsal: formada per les 3 cunyes i el cuboides, articulats amb la base dels 5 metatarsians

Aquests dos moviments contraris que succeeixen en CCT, desfaran l'hèlix de la volta plantar descrita per Paparella (115), produint la seva pronació i convertint-la en una estructura flexible com a resposta a la càrrega amb la capacitat d'absorbir-la (Figura 1.39 c (115)).

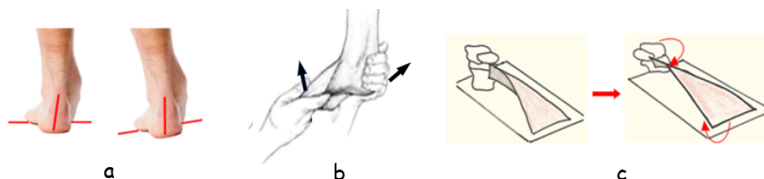


Figura 1.39 Moviment contrari –en CCT–, del retopeu respecte a l'avantpeu. Disminució o augment de la volta plantar

a) Els graus d'eversió del calcani que es produeixen amb la pronació de la subtalar, ocasionen, de forma sincrònica i contrària, els mateixos graus d'inversió de l'avantpeu.

b) Si produïm manualment l'eversió del retopeu i la inversió de l'avantpeu alhora, es fa desaparèixer la volta plantar –imatge adaptada d'Inman (114)

c) amb la pronació del peu en CCT, es fa disminuir la curvatura de l'hèlix de la volta plantar descrita per Paparella (115) -imatge adaptada de Paparella (115)-.

1.5.4. Resposta del peu a partir del primer 20% del cicle de la marxa fins al recolzament final – classificació Perry, J (87)

En la segona meitat de la fase de recolzament mig fins a la de recolzament final, es produirà el mecanisme contrari. La RL que en CCT realitza l'extremitat en aquestes fases (38,89,109), (Figura 1.29-3), (Figura 1.30 a-b-c), obligarà l'astràgal a rotar externament (Figura 1.40 a), en un moviment triplanar de la manera següent:

- el calcani, per la seva disposició anatòmica, pràcticament sols podrà realitzar inversió en el pla frontal (Figura 1.40 b); aleshores serà l'astràgal l'encarregat d'efectuar els moviments en els altres dos plans, fent RL en el transvers (111) (Figura 1.40 c (110)) i flexió dorsal en el sagital (Figura 1.40 d). L'angle de dispersió astràgal calcani, des de la visió

transversal, es tancarà (112) (Figura 1.40 a) i l'articulació subtalar supinarà (Figura 1.30 d).

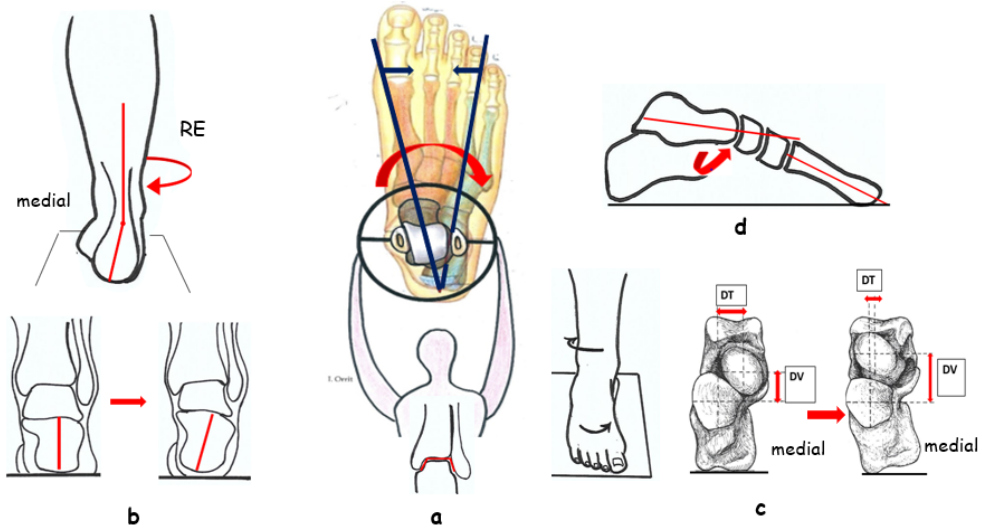


Figura 1.40. Resposta en CCT de l'articulació subtalar, a partir del 20% del cicle de la marxa fins al recolzament final —classificació Perry, J (87)—.

a) Visió transversa; RL de la tròclea tibio-peroné-astràgal, amb la disminució de l'angle de dispersió astràgal calcani.

b) Visió posteroanterior. Inversió del calcani produïda per la RL de la tròclea tibio-peroné-astràgal.

c) Visió anteroposterior. L'astràgal realitza RL i flexió dorsal —DT distància transversal, DV distància vertical—imatge adaptada de Root (110)—

d) Visió lateral. Flexió dorsal de l'astràgal

El moviment de supinació que realitza l'articulació subtalar en aquestes fases, arrossegarà a la mig tarsiana i a la tars metatarsal que estan per davant seu (Figura 1.38), les qual faran de pont de transmissió del moviment que succeeix del retropeu cap a l'avantpeu; la inversió del calcani que es va produint amb la supinació de l'articulació subtalar es transmetrà de forma sincrònica cap a l'avantpeu, realitzant aquest un moviment contrari d'eversió amb els mateixos graus (113) (Figura 1.41 a). Inman (114), de forma gràfica ens mostra com, provocant manualment la inversió del retropeu

i l'eversió de l'avantpeu, es pronuncia la volta plantar (Figura 1.41-b (114). Aquests dos moviments contraris que succeeixen en CCT, augmenten l'hèlix de la volta plantar descrita per Paparella (115), produint la seva supinació i convertint-la en una estructura rígida amb la capacitat de propulsió (Figura 1.41-c (115)).

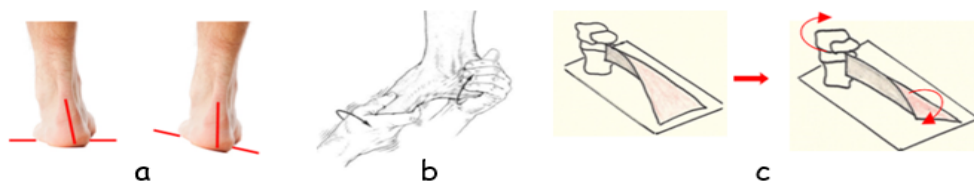


Figura 1.41. Moviment contrari del retropeu respecte a l'avantpeu. Disminució o augment de la volta plantar

a) Visió peu esquerre. Els graus d'inversió del calcani que es produeixen amb la pronació de la subtalar, ocasionen, de forma sincrònica i contrària, els mateixos graus d'eversió de l'avantpeu.

b) si produïm manualment la inversió del retropeu i l'eversió de l'avantpeu alhora, incrementem la volta plantar. Imatge d'Inman (114).

c) Amb la supinació del peu en CCT, s'augmenta la curvatura de l'hèlix de la volta plantar descrita per -imatge adaptada de Paparella (115)-Paparella.

1.5.5. Moviments amortidors i propulsors sincronitzats i alternats que realitza l'eix de l'extremitat en les diferents fases de la marxa

Tots aquests moviments són bidireccionals, és a dir, les rotacions que realitza la cama en les diferents fases de la marxa condicionen la mecànica del peu i a l'inrevés, les modificacions adaptatives que experimenta aquest últim afecten el moviment de la cama.

Durant la marxa, en les seves diferents fases, l'eix cama-peu actuarà cargolant-se i descargolant-se, actuant com amortidor o com a palanca propulsora.

El conjunt de moviments que realitza l'extremitat durant el primer 20% del cicle de la marxa, –la RM, la flexió del genoll desbloquejant-

se, l'augment del *genu valgus* i la pronació del peu flexibilitzant-lo-, tots ells actuant de manera sincronitzada en CCT, cargolaran internament l'eix de l'extremitat transformant-lo en flexible per amortir l'impacte de la càrrega (Figura 1.42 a).

El conjunt de moviments que es realitza l'extremitat a partir del 20% del cicle de la marxa fins al recolzament final, –la RL, la reducció de la flexió del genoll al màxim fixant-lo i la supinació del peu travant les seves articulacions tarsianes–, tots ells actuant de manera sincronitzada en CCT, cargolaran externament l'eix de l'extremitat transformant-lo en rígid per tenir capacitat de propulsar el cos (Figura 1.42 b).

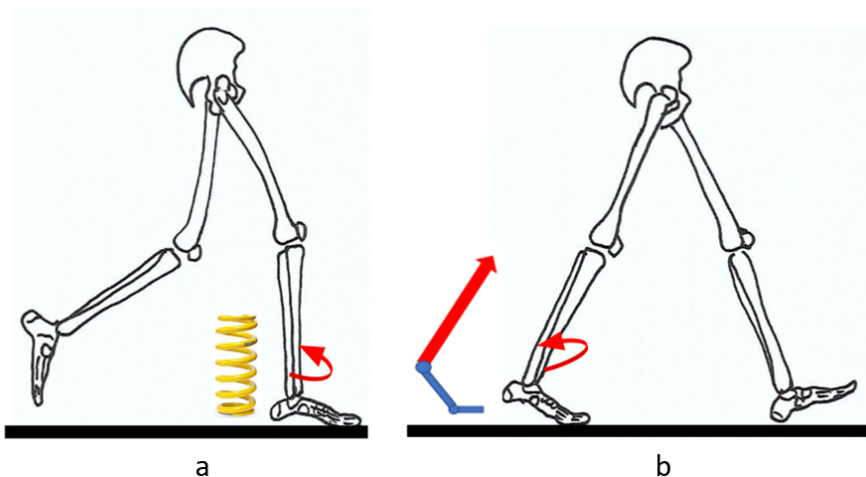


Figura 1.42 Moviments sincrònics d'amortiment i propulsió que realitza l'extremitat fins al recolzament final

a) Primer 20% del cicle de la marxa. Tot l'eix de l'extremitat actua com un conjunt flexible amb capacitat d'amortir la càrrega: RM, augment del genu-*valgus* i la pronació del peu.

b) Des de el 20% del cicle de la marxa fins al recolzament final. Tot l'eix de l'extremitat actua com un conjunt rígid amb capacitat de propulsar: RL, rigidesa del genoll i supinació del peu.

Tot el conjunt troclear tíbia-peroné- astràgal descrit anteriorment (Figura 1.36), en una visió focalitzada sobre del peu, desencadenarà en aquest els moviments de prono-supinació, els quals li donaran la capacitat de comportar-se com a amortidor o com a palanca propulsora, com a resposta a la càrrega en les sol·licitacions mecàniques de la marxa (Figura 1.43).

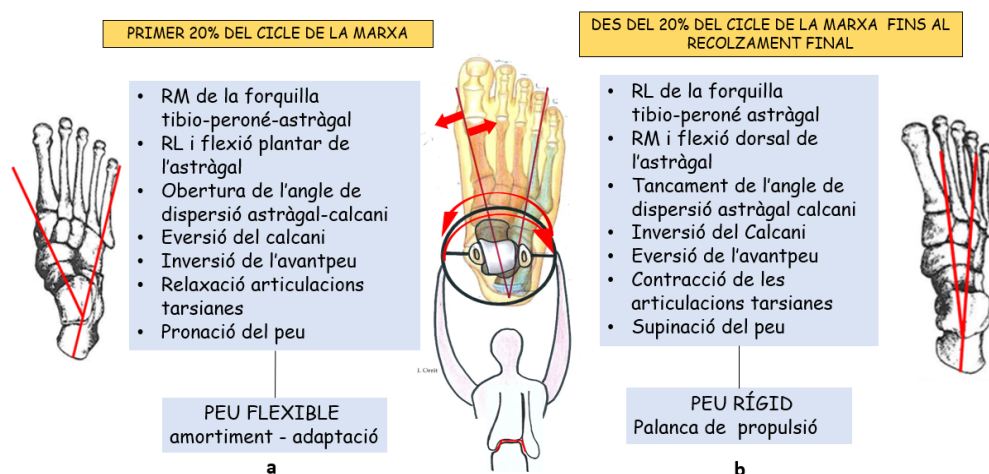


Figura 1.43. Moviments de prono-supinació que imprimeix la tròclea tíbio-peroné-astràgal sobre el peu en CCT

a) moviment de pronació durant el primer 20% del cicle de la marxa. Es produeix un peu flexible que amorteix i s'adapta. –imatge peu pronat adaptada de Root (92)–

b) moviment de supinació des de el 20% de la marxa fins al recolzament final. Es produeix un peu rígid amb capacitat de propulsió –imatge peu supinat adaptada de Root (92)–

1.6. MOMENT DE TORSIÓ EXTERNA QUE ES GENERA SOBRE LA TÍBIA DURANT EL PRIMER 20% DEL CICLE DE LA MARXA

Anteriorment s'ha descrit la RM que, de manera fisiològica, realitza l'extremitat en el pla transvers, durant el primer 20% del cicle de la marxa (38,89,109), (Figura 1.29-1a i 1.30 a-b-c, apartat 1.4.2).

Aquest moviment rotacional els podem corroborar, amb més detall, amb el que ens mostren diferents treballs cinemàtics realitzats amb càmeres d'alta resolució, en els quals s'analitzen, des de la visió del pla axial, la biomecànica dels moviments que experimenta l'extremitat en les diferents fases de la marxa: Richard (116) (Figura 1.44), Andriacchi et al (117) (Figura 1.45), Chehab (118) (Figura 1.46), Nester et al (119) (Figura 1.47), Caprozzo et al (120),

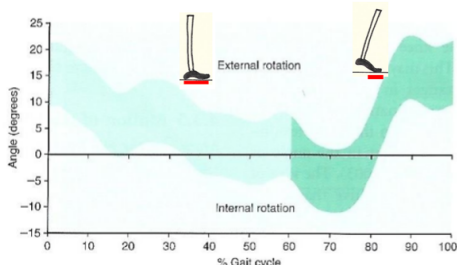


Figura 1.44. Rotació del genoll en el pla transversal en les diferents fases de la marxa –imatge adaptada de Richard (116). Mesura en graus

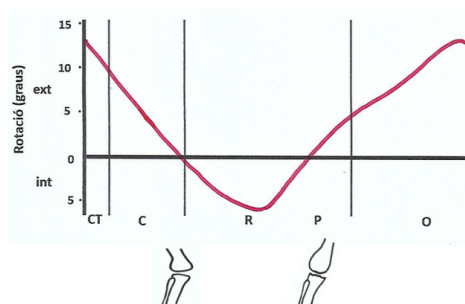


Figura 1.45. Rotació del genoll en el pla transversal en les diferents fases de la marxa –imatge adaptada de Andriacchi et al (117)–: CT: contacte talo; C: contacte; R: recolzament; P: propulsió; O: Oscil·lació. Mesura en graus

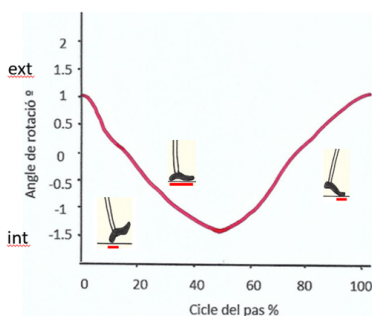


Figura 1.46. Rotació del genoll en el pla transversal en les diferents fases de la marxa –imatge adaptada de Chehab et al (118)–. Mesura en graus

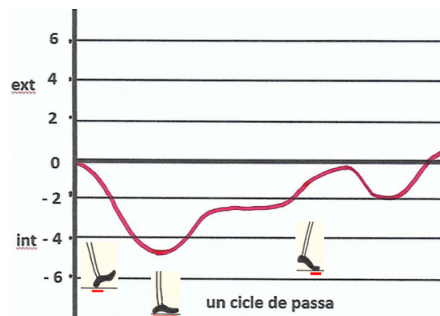


Figura 1.47. Rotació del genoll en el pla transversal, en les diferents fases de la marxa –imatge adaptada de Nester (119)–. Mesura en graus

Tots aquests estudis coincideixen aproximadament en el fet que, durant el primer 20% del cicle de la marxa, l'extremitat realitza una RM, per després invertir el gir fins al recolzament final, realitzant aleshores una RL.

Perquè es produeixi torsió sobre el segment longitudinal d'un cos, hi ha d'haver dues forces iguals actuant en sentit contrari (1) (Figura 1.2 a).

En base al que s'ha explicat, quan el peu contacta amb el terra, la CCT genera, a cada passa, un fenomen de torsió externa sobre l'eix longitudinal de la cama, per l'acció de dues forces oposades:

- en un sentit, el moment de força medial que amb la càrrega produeix la RM de l'extremitat, apuntada anteriorment, durant el primer 20% del cicle de la marxa (38,89,109,116-120).
- en sentit contrari, la força de reacció del terra produïda pel fregament d'aquests, com a resposta -3a llei de Newton, dirigida des de el peu cap a l'eix longitudinal de la cama (121).

Gràficament, podem veure reflectit aquest moment de torsió en la (Figura 1.48).

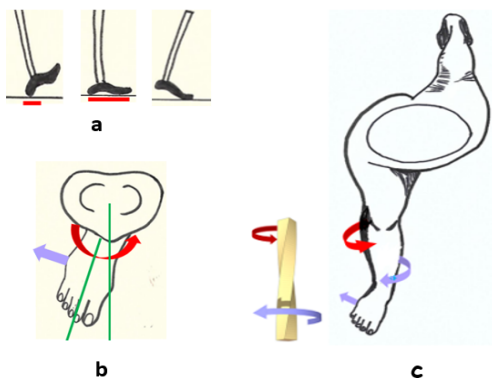


Figura 1.48. Moment de torsió externa dirigit des de el peu cap a la cama durant el primer 20% del cicle de la marxa

- a) Primer 20% del cicle de la marxa
- b) RM que realitza l'extremitat durant aquest cicle
- c) Moment de torsió extern dirigit des de el peu cap a l'eix longitudinal de la cama, generat per les forces contràries de reacció del terra, realitzant un efecte de torsió externa a cada passa.

Aquest efecte de forces contraposades podem constatar-lo en el treball de Holden et al (90), realitzat sobre 10 individus sans corredors, en el qual, mitjançant plataforma de forces, analitzen el recolzament del peu al terra en les diferents fases de la marxa, quantificant mitjançant un càlcul, el coeficient de fregament μ_r que exerceix el terra sobre el peu quan hi contacta. D'aquesta anàlisi, troben com a resultat que:

- Durant el primer 20% del cicle de la marxa, es produeix una tensió en **abducció** sobre el peu, contrària al moviment de RM que realitza la cama en aquesta fase (Figura 1.49 a) .
- Del 20% del cicle de la marxa fins al recolzament final, es produeix una tensió en **adducció** sobre el peu, contrària al moviment de RL que realitza la cama en aquesta fase (Figura 1.49 b).

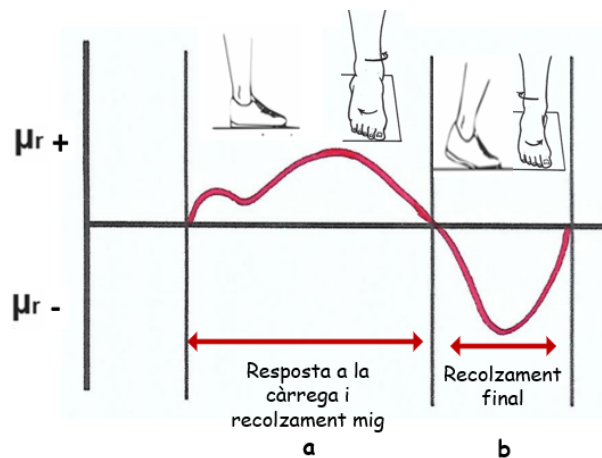


Figura 1.49 Coeficient de fricció com a resposta a les forces de càrrega durant el primer 50% del cicle de la marxa –clasificació Perry J(87)–; –imatge adaptada de Holden et al (90)

a) Fase resposta a la càrrega i recolzament mig: genera un coeficient de fricció $\mu_r (+)$ que fa tensió al peu cap a l'abducció.

b) Fase de recolzament final: genera un coeficient de fricció $\mu_r (-)$ que fa tensió al peu cap a l'adducció

No obstant al que ha estat explicat, aquest moment de torsió externa que es generarà a cada passa cap a l'eix longitudinal de la cama, inicialment serà absorbit per la pronació que es produeix en el peu en aquestes fases (89,91,110,112,122)(Figures 1.29-1c-2c, 1.30-d-e i 1.37).

Focalitzant amb més detall, la pronació del peu s'inicia en l'articulació subtalar com a conseqüència del lliscament de l'astràgal sobre el calcani, mitjançant les seves tres caretes articulars (Figura 1.34), fent que es transmeti a la resta del peu, en flexibilitzar-se aquest pel desbloqueig que es produirà sobre les articulacions mig tarsianes i les tars-metatarsals (123-125) (Figura 1.37). (Figura 1.38 i 1.39). Amb tot plegat, s'absorbirà la torsió esmentada que es produeix en aquestes fases, *però sols ho farà fins a un punt, en el qual, l'articulació subtalar es bloqueja en arribar al límit la rotació que es produeix sobre les seves superfícies articulars, deixant aleshores d'absorbir aquest fenomen de torsió*, el qual, a partir d'aquest moment, actuarà sobre l'eix longitudinal de la cama, creant-se, ara sí, el moment de torsió externa descrit anteriorment (Figura 1.48).

Root (126), en un estudi realitzat sobre mostres anatòmiques de peus frescos, en els quals hi realitza la dissecció de totes les parts toves de l'esquelet deixant preservats sols els lligaments, va observar que, aplicant una força vertical sobre la tròclea astragalina, es produïa la pronació de l'articulació subtalar fins a un punt en què, la pròpia estructura òssia, bloquejava el moviment; les tres caretes articulars en què es mou l'astràgal sobre el calcani (Figura 1.34), permeten certa mobilitat fins a un límit en el qual l'articulació queda travada per incongruència articular. Continuant amb el seu experiment, va seguir incrementant la càrrega forçant l'articulació a luxar-se, moment en el qual es van tensar els lligaments impeding-ho, sent per tant l'estructura lligamentosa la que reforça aquest límit de moviment que es produeix en l'articulació subtalar.

A aquest bloqueig, s'hi suma l'acció que ocasiona la contracció del múscul tibial posterior durant tot el recolzament fins que es comença a elevar el taló, produint una forta supinació de l'articulació mig tarsiana i subtalar i, per tant, frenant la seva pronació; a la seva acció, també hi contribuirà la del múscul soli i finalment la dels flexors llargs dels dits, reforçant el moviment supinador Root (127).

1.7. QUANTIFICACIÓ DELS MOMENTS DE TORSIÓ QUE, EN EL PLA TRANSVERS, ES GENEREN DES DE EL PEU CAP A L'EIX LONGITUDINAL DE LA CAMA A CADA PASSA

1.7.1. Forces d'acció i reacció generades durant la marxa, quantificades amb plataforma de forces

La dinàmica de la marxa es produeix mitjançant l'acció de tres forces que es generen, iguals i de sentit contrari, com a reacció a les de la gravetat –3a llei de newton (121)– quan la nostra massa corporal contacta amb el terra, actuant cadascuna d'elles en una de les tres direccions de l'espai. Tenim per tant, la força vertical (Figura 1.50 a), la mig-lateral (Figura 1.50 b) i l'anteroposterior (Figura 1.50 c).



Figura 1.50. Forces d'acció i reacció que es generen sobre el peu en recolzar sobre el terra

a) vertical. **b)** mig lateral. **c)** anteroposterior. **d)** acció conjunta de les tres forces sobre l'eix vertical

L'acció conjunta d'elles regularan el moviment en els tres plans de l'espai –(Figura 1.50 d). Les podem quantificar mitjançant una plataforma de forces (128-132), la qual les desglossa en tres eixos

diferenciats segons la direcció en què incideixen al terra, sent **z** el vertical, **y** l'anteroposterior i **x** el mig lateral (Figura 1.51 a), efectuant un canvi de denominació de sigles les forces de reacció –igual i de sentit contrari–, sent **y** la vertical, **x** la anteroposterior i **z** la mig lateral (Figura 1.51 b).

El peu, mitjançant l'acció d'aquestes tres forces, regularà el seu moviment en cadascun dels tres plans cardinals (Figura 1.50 d), ja sigui de forma uniplanar, biplanar o triplanar, en funció de si actuen de forma aïllada o en combinació entre elles; la seva acció conjunta, ponderarà la regulació de la dinàmica de la marxa.

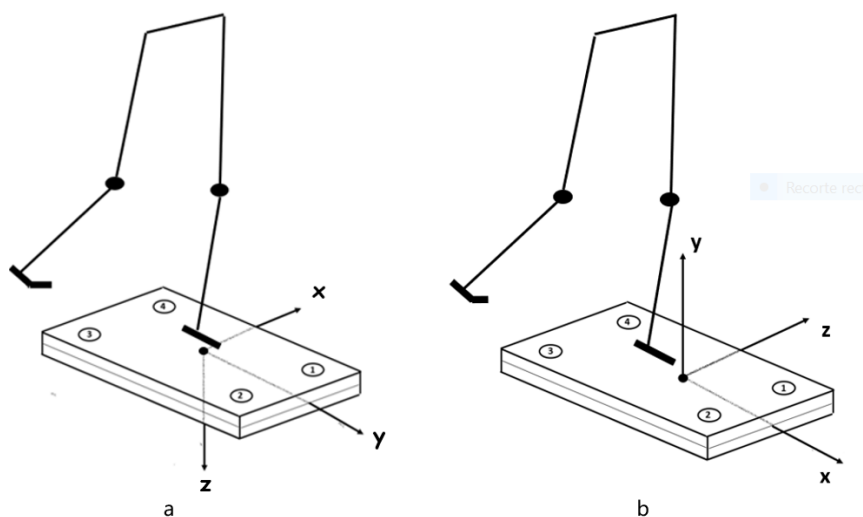


Figura 1.51. Vectors de força d'acció i reacció sobre la superfície de la plataforma

a) Forces d'acció: Z la vertical, Y l'anteroposterior i X la mig-lateral.

b) Forces de reacció iguals i de sentit contrari: Y la vertical, X l'anteroposterior i Z la mig-lateral.

1.7.2. Quantificació del moment de torsió que es genera durant la fase recolzament de la marxa, mitjançant el Moment Lliure Vertical

El que ens interessa en aquest treball d'investigació és l'acció que tenen les forces que s'originen al recolzar el peu al terra, sobre el pla transvers, a fi de poder mesurar l'esforç de torsió que, fisiològicament,

es genera sobre l'eix longitudinal de la cama en contactar el peu al terra durant la de la marxa (Figura 1.48) apartat 1.6. Aquesta torsió la podem quantificar amb la plataforma de forces com a Moment Lliure Vertical –**MLV**–, tal com es denomina en aquest treball.

El MLV és el moment de torsió que succeeix sobre l'eix vertical, causat per la resultant de les forces de reacció generades per la fricció del terra que s'originen en el centre de pressions CoP (129,133,134) de cada instant del recolzament del peu (90,128,132,135–140)s (Figura 1.52).

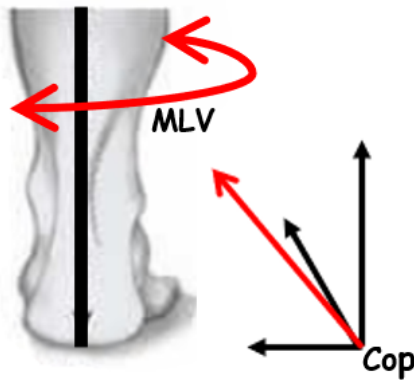


Figura 1.52 Moment Lliure Vertical:

Acció de gir sobre l'eix vertical que produeix la resultant de les forces de reacció del terra, que s'originen en el CoP en cada instant del recolzament.

1.7.3. Quantificació del Moment Lliure Vertical que es genera durant les diferents fases de la marxa

Holden et al (90), en el seu treball, mitjançant plataforma de forces, quantifiquen el MLV que s'obté en les diferents fases de la marxa en 10 individus sans corredors, mostrant-lo en forma de gràfica. En la seva anàlisi troben que:

- Durant el primer 20 % del cicle de la marxa, la RM de la cama que succeeix en aquest interval (89) (Figura 1.29 i 1.30) produeix un MLV intern (Figura 1.53 a), el qual, per la força contrària del fregament del terra, el peu es tensa en abducció (Figura 1.49 a), generaran unes forces iguals i de sentit contrari cap a l'eix longitudinal de la cama (Figura 1.48).

- Des de el 20% del cicle de la marxa fina al recolzament final, la RL de la cama que succeeix en aquest interval (89) (Figura 1.29 i 1.30), produeix un MLV extern, el qual, per la força contrària del fregament del terra; en l'últim instant al recolzar el peu sobre l'hà-lux abans de l'enlairament, torna a realitzar-se un MLV intern (Figura 1.53 b).

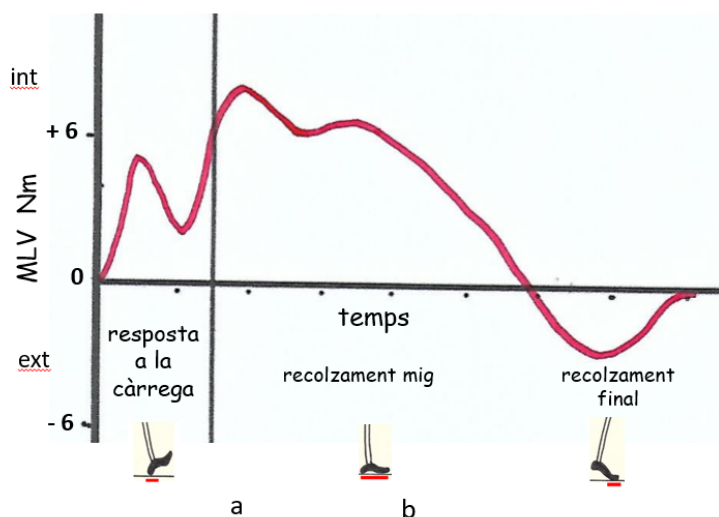


Figura 1.53. MLV generat durant el recolzament del peu en individus sense patologia –classificació Perry J (87)– –imatge adaptada de Holden et al (90)–.

a) MLV int durant el primer 20% del cicle de la marxa.

b) MLV ext del 20% fins al recolzament final

Hsu-wen-ho et al (141) (Figura 1.54), en el seu treball també quantifiquen el MLV durant la marxa, sent el seu gràfic similar al descrit per Holden et al (90).

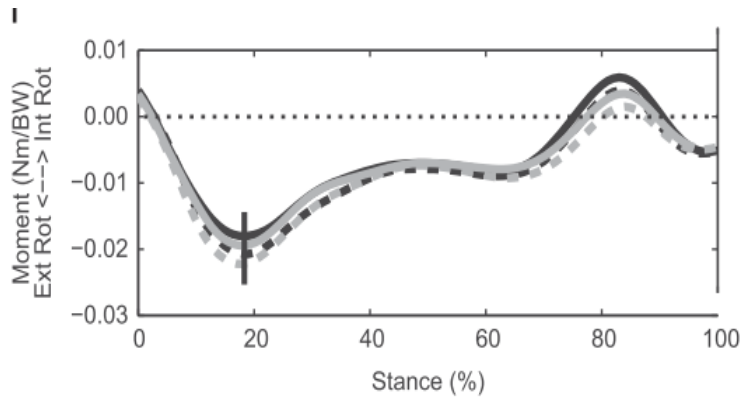


Figura 1.54 MLV generat durant el recolzament del peu en individus sense patologia –imatge adaptada de Hsu-wen-ho et al (141)–. El MLV intern es produeix durant el primer 20% del cicle de la marxa. Mesura en Nm/%BW

1.7.4. Quantificació del moment de torsió mesurat directament sobre la cama durant la marxa

En altres treballs, la mesura del moment de torsió l'han realitzat, no com a MLV, sinó com el moment que recau directament sobre el genoll o el turmell, mitjançant la integració de la cinemàtica amb la cinemàtica, Andriachi et al (117) (Figura 1.55), Chephap et al (118) (Figura 1.56).

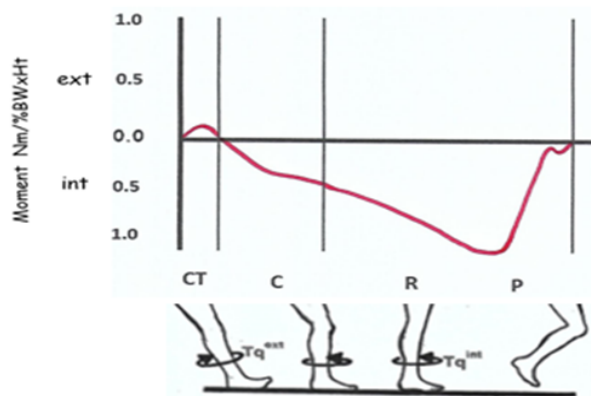


Figura 1.55 Moment de torsió en el genoll –imatge adaptada de Andriachi et al (117)–. Fases de la marxa descrites en l'estudi: CT contacte de taló, C contacte, R recolzament i P propulsió. Mesura en Nm % pes del cos x distància

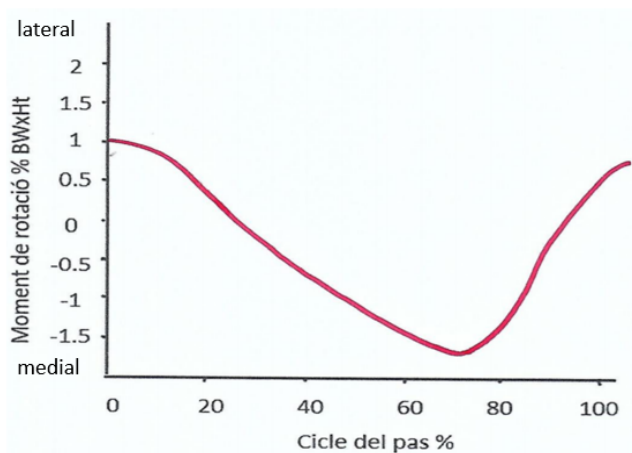


Figura 1.56. Moment de torsió en el genoll durant el recolzament –imatge adaptada de Chephap et al (118)–. Mesura en Nm % Pes del Cos x distancia en el cicle complet de la marxa.

En aquests estudis podem observar que, en el genoll, es produeix in moment de torsió medial fins al recolzament mig –classificació Perry J (87), el qual s'inverteix a lateral en el recolzament final.

1.7.5. Quantificació del grau de deformació que experimenta la cortical de la tibia durant la marxa

Tant la mesura del moment de torsió que recau en la superfície plantar que ens dona el MLV de la plataforma de forces, com el que es mesura en la pròpia cama mitjançant la integració de la cinemàtica i la cinètica , ens informen de l'esforç de torsió que recau sobre la tibia, *però no de la quantitat de deformació que es produeix sobre ella a cada passa.*

En aquest sentit, Yang Peng et al (142) aconseguixen quantificar aquesta deformació que es produeix sobre la cortical a cada passa. En el seu estudi, van mesurar, en 5 voluntaris sans, la torsió que experimenta la tibia directament sobre la seva superfície òssia durant la fase de recolzament del peu. Per això, van implantar uns cargols en la cortical òssia de la seva diàfisis i epífisis (Figura 1.57), i

es va efectuar un estudi cinemàtic dels graus de rotació que, en el pla transvers, experimentava una part respecte de l'altra durant la marxa, alhora que, amb plataforma de forces, es va quantificar la torsió que provocaven les forces de reacció del terra.

El resultat va ser que, a cada passa, *la part proximal de la cortical de la tibia experimentava una torsió lateral respecte a la distal que va oscil·lar entre $0,67^\circ$ i $1,66^\circ$* (Figura 1.58) ; també es va observar que aquesta torsió detectada s'incrementava linealment quan s'augmentava:

1. la velocitat durant la marxa -excepte en la carrera-(Figura 1.59)
2. el MLV intern (Figura 1.60).

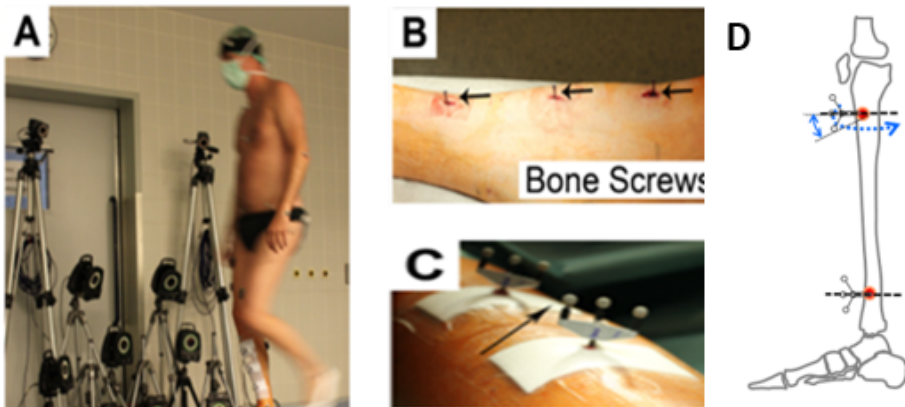


Figura 1.57. Quantificació dels graus de torsió sobre la cortical de la tibia – imatges de Yang et al (142).

- A)** moviment òptic captat amb 10 càmeres d'alta resolució.
- B)** cargols implantats a la cortical de la tibia.
- C)** grups de marcadors en els cargols implantats a la cortical de la tibia.
- D)** quantificació del grau de deformació òssia, mitjançant la mesura del grau de desplaçament dels marcadors.

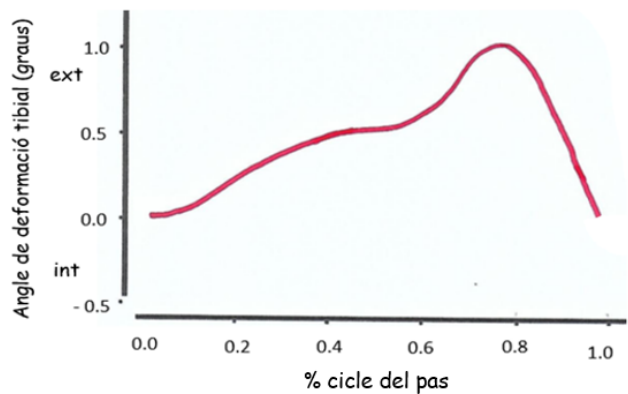


Figura 1.58. Angle de deformació en la cortical de la tibia –matge de Yang et al (142)– , durant el recolzament

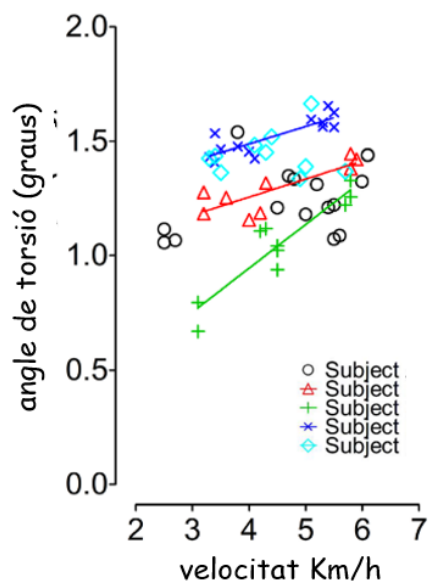


Figura 1.59 Angle de deformació de la cortical de la tibia en funció de la velocitat –imatge de Yang et al (142) en els 5 subjectes de l’estudi. La línia de regressió no s’ha dibuixat en dos subjectes, pel fet de no ser el seu resultat estadísticament significatiu.

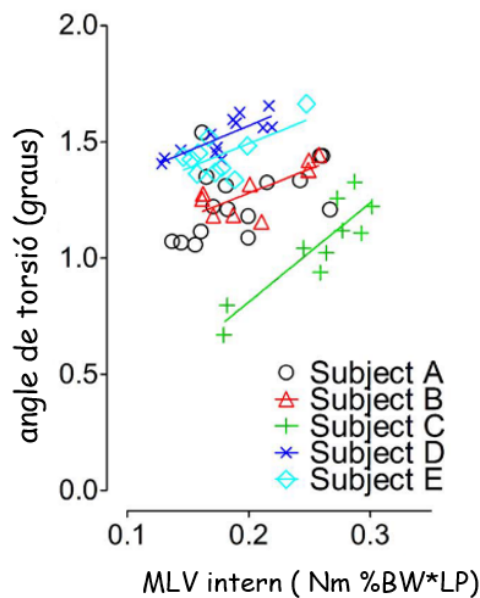


Figura 1.60 Angle de deformació de la cortical de la tibia en funció del MLV intern –imatge de Yang et al (142) en els 5 subjectes de l’estudi. La línia de regressió no s’ha dibuixat en un subjecte pel fet de no ser el seu resultat estadísticament significatiu.

1.8. INCREMENT DE LA RM DE L'EXTREMITAT DURANT EL PRIMER 20% DEL CICLE DE LA, PER AUGMENTAR EL MOMENT DE TORSIÓ EXTERN CAP A LA CAMA, COM A MECANISME CORRECTOR DE LES TTI. HIPÒTESIS DE TREBALL

Tal com s'ha comentat en l'apartat 1.6, durant el primer 20% del cicle de la marxa, l'extremitat realitza, de manera fisiològica, una RM (38,89,109,116-120) (apartat 1.4.2 i 1.6), la qual genera des de el peu, per les forces de reacció del terra, un moment de torsió extern dirigit cap a l'eix longitudinal de la cama (90,117,118,141) (Figura 1.48, apartat 1.6).

Aquest efecte biomecànic podria explicar la TTE que, de manera fisiològica, es produeix al llarg del creixement (4,22,25,29,30,54,55,57,59,60), (apartat 1.2.2); La hipòtesis principal que es planteja en aquest treball es que, l'increment d'aquest efecte, podria ser beneficiós com a corrector de les TTI.

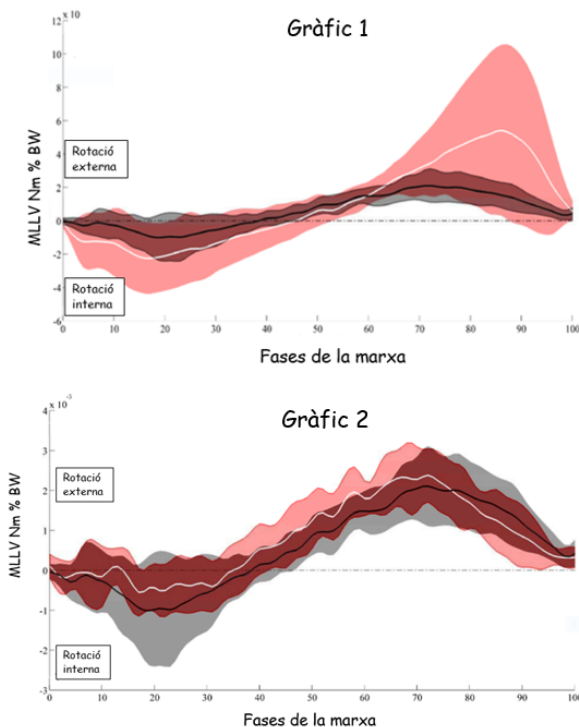


Figura 1.61 MLV generat per una marxa amb Abducció i Adducció de 30° cada una en comparativa a una de normal—imatge adaptada d'Almosnino et al (136)–.

Gràfic 1 Línia negra és la mitjana de la marxa normal amb DS gris. Línia blanca és la mitjana de la marxa amb RL de 30° amb DS rosa.

Gràfic 2. Línia negra és la mitjana de la marxa normal amb DS gris. Línia blanca és la mitjana de la marxa en RM de 30° amb DS rosa

1.8.1. Increment de l'APM

Es podria pensar que incrementant l'APM, s'augmentaria el recorregut articular en RM que realitza l'extremitat, i amb ell, l'efecte biomecànic corrector que es genera cap a la cama. El treball d'Almosnino et al (136) ens podria corroborar aquesta hipòtesi; en el seu estudi, es realitza una anàlisi cinètica amb plataforma de forces, on els individus participants van realitzar tres tipus de marxa: normal, amb marxa en Add de 30° i en Abducció -Abd- de 30°. En cadascuna es va quantificar el MLV. El resultat de la comparativa entre elles va ser que, les marxades en Abd, augmentaven el MLV intern durant el primer 20% del cicle de la marxa, en comparativa a la marxa normal (Figura 1.61), el que representa que s'incrementa el moment de torsió extern cap a l'eix longitudinal de la cama, com a resposta a les forces de reacció del terra (Figura 1.48, apartat 1.6), mentre que la marxa amb Add produïa el fenomen contrari.

En base a aquest resultat, ***obrir l'APM faria que augmentés el recorregut articular en RM de l'extremitat quan recolza i, amb ell, les forces correctores de torsió que generen cap a la cama.***

1.8.2. TTE excessiva que es produeix amb les ACF augmentades

L'efecte corrector que durant la marxa podria tenir l'increment de la RM de l'extremitat, també estaria reafirmat amb el fet observat de que les ACF augmentades (Figura 1.5, apartat 1.1.2), al final del creixement, coexisteixen com a fenomen evolutiu amb una TTE compensatòria per sobre del rang de normalitat. Això ho podem veure corroborat en diferents treballs:

Rittmeister et al (143), en un estudi a 151 pacients amb ACF excessiva, van correlacionar la dependència que existeix entre aquesta i la TTE de la tibia, en el sentit que, a més ACF, més TTE, – (Figura 1.62).

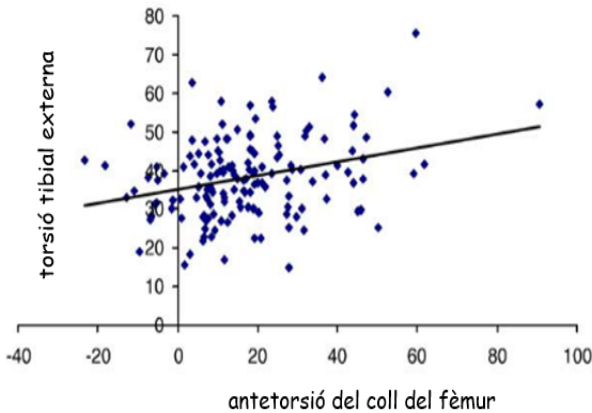


Figura 1.62 Anàlisi de regressió de la TTE versus ACF augmentada.—imatge adaptada de Rittmeister (143)—. S'observa relació ascendent entre les dues variables.

Fabry et al (58) i Fabry (51), troba que el 50% de les ACF augmentades, en un grup d'edat per sobre dels 8 anys, presenten una TTE per sobre del rang de normalitat com a mecanisme compensatori.

Kobyliansky et al (144) van mesurar en cadàvers 50 fèmurs amb les seves corresponents tíbies, i va trobar també la correlació: a major ACF, major TTE.

Aquesta TTE, quan és molt excessiva, la mala alineació en la qual queda la ròtula, pot produir un mal funcionament biomecànic en ella, amb el seu corresponent desgast, degenerant en alguna ocasió en condromalàcia (145,146).

L'etiologia d'aquesta TTE excessiva que apareix com a mecanisme compensador de les ACF augmentades, podria explicar-se per la gran RM que en aquestes realitza l'extremitat en recolzar el peu al terra (14) (Figura 1.19, apartat 1.3.2). Durant la marxa, en la fase d'oscil·lació, en estar el maluc flexionat es guanyen uns graus de RL a la limitació de la RM que presenta aquest trastorn, permetent així que ròtula i peu s'orientin en sentit anteroposterior (Figura 1.63 a), però en contactar el peu amb el terra, amb l'extensió del maluc, es perden aquests graus de llibertat que li donava la flexió, i tota l'extremitat realitza una gran RM (14) (Figura 63 b). Aquest moviment rotacional medial

augmentat i sobtat, podria ser el causant d'incrementar l'efecte de torsió lateral que recau sobre la cama a cada passa (Figura 1.48, apartat 1.6), el qual podria explicar la TTE excessiva que es produeix en aquesta patologia.

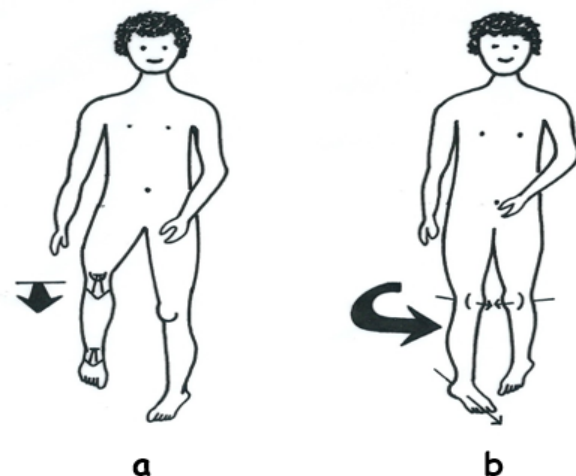


Figura 1.63. Dinàmica de la marxa en les ACF augmentades

- a)** fase d'oscil·lació: el maluc flexionat guanya uns graus de RL, permetent que l'extremitat s'orienti en sentit anteroposterior.
- b)** fase de recolzament: amb l'extensió del maluc, es perden els graus de RL guanyats amb la flexió, i tota l'extremitat realitza una gran RM, degut a la limitació de la RL que presenten.

1.8.3 Hipòtesi correctora

Aquests estudis descrits indicarien que augmentar el recorregut articular en RM que, de forma fisiològica, realitza l'extremitat durant el primer 20% del cicle de la marxa, mitjançant l'increment de l'APM, podria incrementar el moment de torsió externa que recau sobre la cama a cada passa (Figura 1.48, apartat 1.6).

Això explicaria la hipòtesi en què es basen els tractaments que tradicionalment s'apliquen per a la correcció biomecànica de les TTI, i que també es plantejarà en aquest treball com un dels objectius

d'anàlisi, el qual consisteix a incrementar l'APM, des de el peu, per potenciar així el recorregut en RM que realitza l'extremitat.

1.9. TRACTAMENTS TRADICIONALMENT UTILITZATS PER A LA CORRECCIÓ DE LES MARXES EN ADDUCCIÓ EN NENS

S'han descrit diferent tractaments conservadors per a les marxes en Add, els quals els podem classificar en dos grups:

- els que actuen de forma estàtica: fèrules Denis Brown, plaques Matles, enguixat de l'extremitat i reeducació postural entre d'altres.
- els que actuen durant la marxa:
 - des del peu: *Gait Plates*, Falques col·locades a les sabates o en suports plantars i taloneres *Torqheel*.
 - des de l'extremitat: cables *twister*, *theratogs*, comptador *roter*.

En aquest treball s'analitzaran amb profunditat aquells tractaments tradicionalment utilitzats per a la correcció de les TTI, que actuen durant la marxa únicament des del peu: Falques Pronadores, *Gait Plates* i les taloneres *Torqheel*.

1.9.1. Correcció de la marxa amb Adducció mitjançant falques a les sabates o amb suports plantars

Tradicionalment les Falques Pronadores col·locades lateralment a les sabates o en forma de suport plantar són utilitzades per obrir l'APM com una manera de tractament per a les marxes en Add, però sense que hi hagi evidència científica suficient de la seva efectivitat. En la recerca realitzada, són molt pocs el treballs amb resultats estadísticament significatius, que hagin estat publicats en revistes d'impacte de l'acció biomecànica que poden tenir.

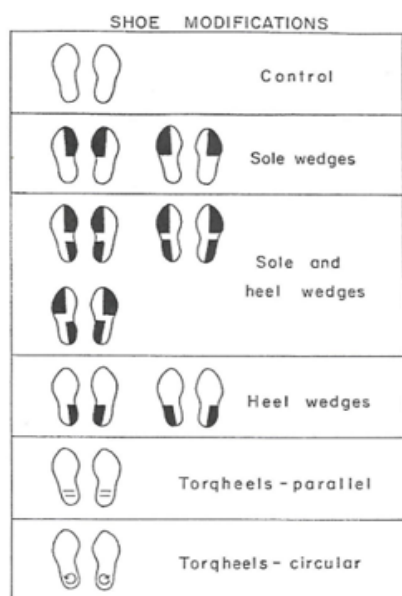


Figura 1.64. Treball de Knittell et al (148) –imatge adaptada–: Anàlisi de l'APM que produeixen la combinació de 7 tipus de falques i 2 tipus de Torqheel associades a les sabates.

Cotterill D. (147) va apuntar a través del seu coneixement empíric que una falca externa en la sabata servia per obrir les marxes en Add.

En el treball de Knittell et al (148), es va estudiar la capacitat que tenien d'obrir l'APM la combinació de 7 tipus de falques i 2 tipus taloneres *Torqheels*, en 10 participants amb marxa en Add, en comparativa a no utilitzar tractament (Figura 1.64). La mostra emprada va ser de 100 peus drets i 100 esquerres, analitzant un total de 20.000 mesures.

No s'hi especifica el tipus de sabata utilitzat.

La forma de calcular l'APM és mitjançant la filmació de les passes en un banc de marxes amb un mirall

on s'hi reflecteixen les petjades per, després, en un monitor, calcular en aquestes l'angulació de l'eix del peu amb la línia de progressió de la marxa.

El resultat obtingut va ser que cap de les falques va poder incrementar l'APM, en comparativa amb el grup control sense tractament. Sí que van aconseguir una millora les taloneres *Torqheels*, en especial la circular, produint un augment d'obertura d'un 25% (Figura 1.65). Tots els seus resultats són estadísticament significatius per a un nivell de significació del 0.05

Rodemberger (149) explica, sols de forma teòrica, que les falques pronadores col·locades lateralment a les sabates actuen desplaçant el centre de pressions cap a elles, creant un moment de torsió

sobre l'eix longitudinal de la cama en direcció al costat on es troben localitzades.

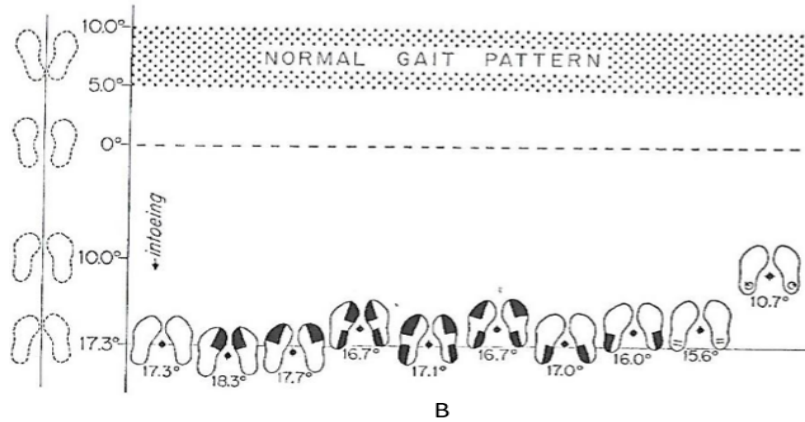


Figura 1.65 Treball de Knittell et al (148) –imatge adaptada–: Resultat del grau d'obertura que produeixen les falques i els Torqheels associats a les sabates, en comparativa al grup control sense tractament

Jones et al (150), en un estudi cinemàtic tridimensional amb 10 càmeres sobre 15 individus sense trastorns, en un dels seus resultats troben que una falca lateral pronadora de 5° col·locada en un suport plantar, el qual està compensat medialment (Figura 1.66), augmenta l'APM en 2° - $p < 0.001$ –per a un nivell de significació del 0.05–.

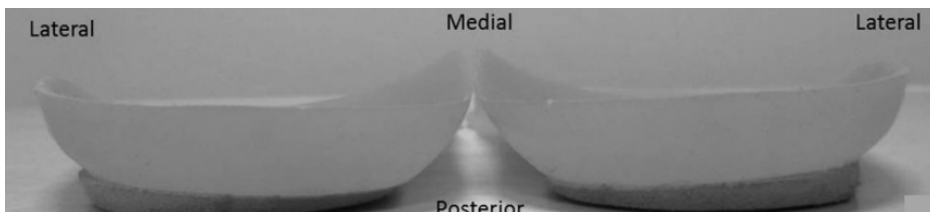


Figura 1.66. Treball de Jones et al (150) -imatge adaptada-: Falques laterals pronadores en suports plantars amb compensació de l'arc medial.

Mouri et al (151) realitzen un estudi cinemàtic amb 8 càmeres tridimensionals, utilitzant una cunya medial en un suport plantar

(Figura 1.67 a) aplicat a 51 nens que presentaven la marxa en Add. Una de les variables de l'estudi és la valoració de l'APM en un grup de 6 individus. No especifica quin tipus de sabates han estat utilitzats. La forma com s'ha efectuat el càlcul del l'APM ha estat mesurant l'angulació que forma la línia de dos marcadors col·locats al costat lateral del peu, un al turmell i l'altre en la cinquena articulació metatarsofalàngica, amb la línia de progressió de la marxa (Figura 1.67 b)

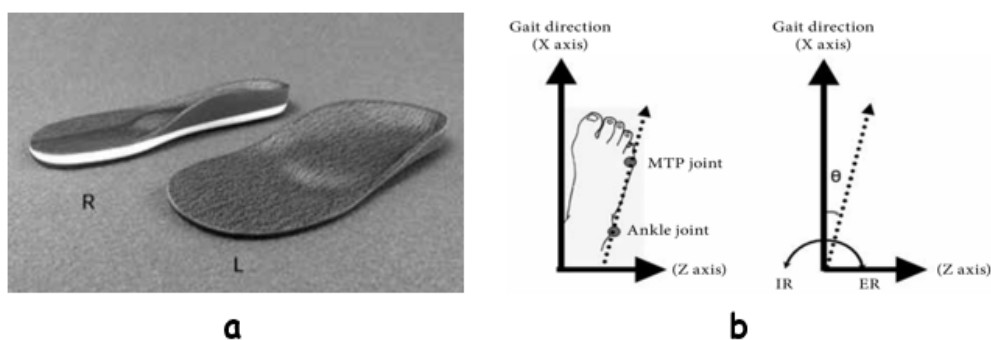


Figura 1.67. Imatge treball de Mouri et al (151): **a)** Suports plantars amb correcció de l'arc medial **b)** Forma com s'ha efectuat el càlcul cinemàtic de l'APM.

Troben com a resultat que la marxa en Add passa de la mitjana de $-14.1^{\circ} (\pm 5.0^{\circ})$ a $-8.2^{\circ} (\pm 3.0^{\circ})$, produint per tant una millora de $6.3^{\circ} (\pm 2.6^{\circ}) - p 0.0004$ per a un nivell de significació del 0.05 -. No fan menció del tipus de sabata utilitzat en l'estudi, amb la qual cosa no es pot valorar quin és el grau de condicionant d'aquesta. La milloria es produiria, expliquen, en ser frenada la RM que es produeix en la tibia per la pronació del peu quan aquest recolza.

Mabuchi et al (152) realitzen un estudi cinemàtic en tres dimensions, amb 6 càmeres i 16 marcadors reflectants col·locats al llarg de l'extremitat inferior, en 10 nens que presentaven marxa en Add d'etiologia femoral, tibial o per *metatarsus adductus*, sense realitzar diferenciació entre elles. Analitzen la capacitat d'uns suports

plantars sensomotors per corregir la marxa en Add, en comparativa a sense tractament. Aquests suports consten, per un costat, de 5 falques: anterocapital, retrocapital, lateral de calcani i medial en la part superior i una lateral del peu en el revers (Figura 1.68). La intenció d'aquestes falques és la de produir canvis en el to muscular de l'extremitat, mitjançant l'estimulació dels propioceptors de la planta del peu. Alhora, els suports també incorporen una falca medial que inhibeix la RM fisiològica que realitza la tibia en la fase de recolzament del peu, impedit la seva pronació, i un altra de lateral per contenir el desplaçament del calcani (Figura 1.69).

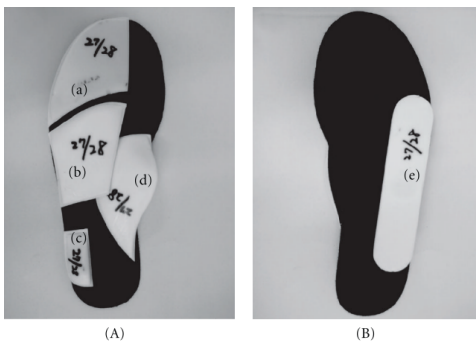


Figura 1.68. Imatge treball de Mabuchi et al (152). Falques sensomotores utilitzades en un suport. A) visió dorsplantar: (a) anterocapital (b) retrocapital (c) lateral de calcani (d) medial. B) visió plantodorsal: e) costat lateral del peu.

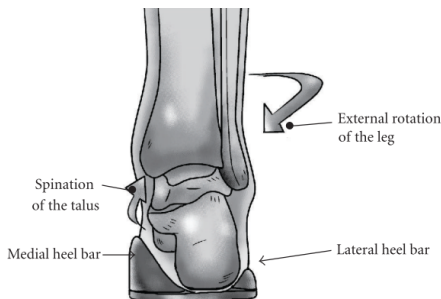


Figura 1.69 Imatge treball de Mabuchi et al (152): Falca medial, inhibidora de la RM de la tibia i falca lateral, contenidora del desplaçament del calcani.

Els resultats que obtenen són que els suports sensomotors augmenten la RL de la tibia en la fase de recolzament inicial amb una mitjana de $2.7^\circ -p 0.03$ per a un nivell de significació del 0.05 –, i en la de recolzament final i part de la de propulsió amb una mitjana de $3.7^\circ -p 0.042$ amb un nivell de significació del 0,05– respectivament (Figura 1.70).

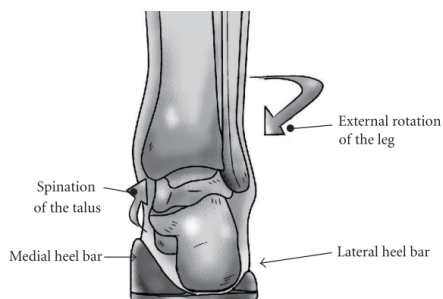


Figura 1.70. Imatge treball de Mabuchi et al (152). Augment de la RL de la cama produït pels suport sensomotors –línia contínua- en comparativa a sense tractament -línia puntejada-.

Nakajima et al (153), en el seu treball, realitzen un estudi cinemàtic tridimensional amb 12 càmeres, en una mostra de 20 individus sans, provant l'acció de 4 tipus de falques: a) plana utilitzada com a grup control, b) d'arc medial, c) lateral i d) lateral amb compensació de l'arc medial (Figura 1.71).

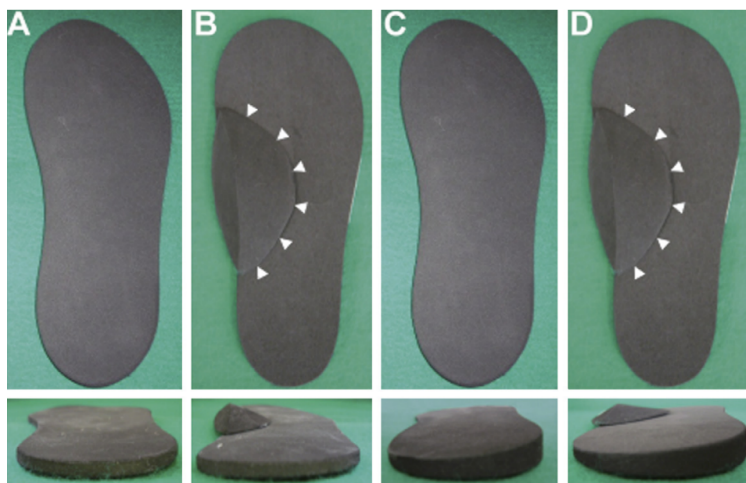


Figura 1.71. Imatge treball de Nakajima et al (153): Falques utilitzades. A) plana. B) medial. C) lateral. D) lateral amb compensació arc medial.

Una de les variables que analitzen en el seu estudi és com modifiquen les falques l'APM. El seu càlcul el realitzen posant 2 marcadors a la tuberositat posterior del calcani –un lateral i l'altre medial–, i dos més a l'avantpeu –en els laterals dels caps del 1r i 5è metatarsià (Figura 1.72). L'APM serà el format per la línia de progressió

de la marxa i l'eix del peu, el qual es forma amb la línia que passa per la meitat de la distància entre les tuberositats posteriors del calcani i la meitat de la distància entre els caps metatarsals 1r i 5è.

Troben com a resultats que la falca medial i la lateral, per separat, disminueix l'APM, però que les dues combinades l'augmenten - $p < 0.05$ per a un nivell de significació del 0.05 (Figura 1.73).

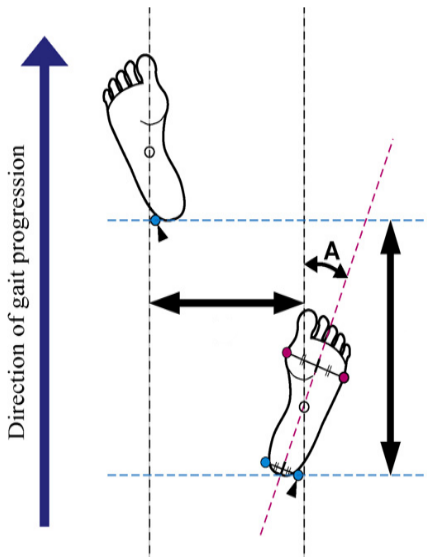


Figura 1.72 Imatge treball de Nakajima et al (153) Càlcul de l'APM: –A– mitjançant la línia de progressió del pas i l'eix del peu –dibuixat utilitzant marcadors–.

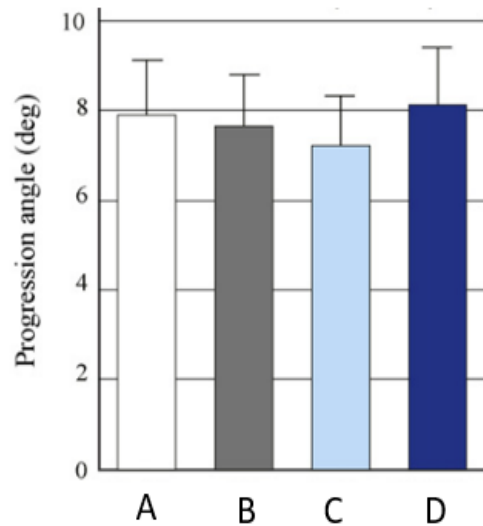


Figura 1.73. Imatge treball de Nakajima et al (153) APM obtingut per les 4 falques: A plana, B arc intern, C lateral i D lateral amb compensació arc intern.

1.9.2. Correcció de la marxa en Adducció mitjançant *Gait Plates*

Un dels primers en parlar dels *Gait Plates* va ser Schuster (154), definint-los com una placa plana de material semirígida, col·locada dins la sabata en contacte amb el peu, en què el seu acabament a nivell metatarsal es dirigeix, des de la posició posterior del cap del primer metatarsià, cap a les articulacions interfalàngiques de quart i cinquè dit, sobrepasant les articulacions metatars-falàngiques quarta i cinquena, ferulitzant-les, i deixant lliures la primera, segona

i tercera, les qual poden dors-flexionar. La forma en què acaben no serà, per tant, en angle recte en referència a la direcció en què el peu propulsa, sinó que es troba oblic a ella (Figura 1.74).

Posteriorment, altres autors els han modificat adaptant-los al retropeu, podent ser aleshores també utilitzats per influir en l'articulació subtalar (155).



Figura 1.74. *Gait Plates* en la forma com va definir Schuster (154).

Schuster (154), en el seu article, manifesta que corregeix la marxa en Add entre 5° a 20°, sense donar cap dada que ho corrobiori. El coneixement que aporta és purament de l'observació empírica. Manifesta que, perquè els *Gait Plates* siguin efectius han de ser utilitzats en sabates de sola flexible.

Valmassy (156), en el seu article, descriu els *Gait Plates* com un tractament que s'utilitza tant per a les marxes en Add –*Gait Plates* tipo *outtoeing*– com per a les que son en Abd –*Gait Plates* tipus *intoeing*–.

El més comú és el tipus *outtoeing*, amb un disseny de confecció similar al descrit per Schuster (154), manifestant utilitzar-los tant per a

les ACF augmentades com per a les TTI. Els tipus *intoeing* són iguals que els anteriors, però invertint l'allargament del radis externs, pels interns.

En aquest treball es descriu molt bé el mecanisme d'acció dels *Gait Plates outoeing*, dient que quan el peu propulsa, la prolongació semirígida que presenten cap els radis externs per davant de les articulacions metatarsofalàngiques quarta i cinquena, no permet la flexió d'aquestes, inhibint per tant el seu moviment; aleshores, l'avantpeu es veu obligat a rotar lateralment, medialitzant per tant la propulsió cap al primer, segon i tercer radi, els quals sí que poden dorsoflexionar-se, permetent així la propulsió.

Ens diu, com a regla general, que per obtenir el resultat desitjat, els *Gait Plates* han de ser d'un material rígid o semirígid, col·locats en una sabata de sola flexible. Es limita a descriure les seves característiques i funcionament, sense corroborar-ho amb cap resultat de recerca.

Redmond (157) realitza un assaig clínic amb una mostra de 18 nens d'edat compreses entre 18 i 47 mesos durant el període d'un mes, en el qual analitza l'eficàcia dels *Gait Plates* de marxés en Add d'etiologia de fèmur o de tíbia, mitjançant la comparativa de l'APM obtingut sense i amb el tractament. La confecció que utilitza és similar a la descrita per Schuster (154) (Figura 1.74).

La Metodologia emprada ha estat l'obtenció d'adquisicions de la petjada plantar mitjançant un paper tintat, calculant l'APM en elles com l'angle format entre l'eix del peu i la línia de progressió de la marxa. Les adquisicions s'han obtingut mitjançant una passarel·la de marxa de 37 peus de llarg i 20 polzades d'amplada, sobre la qual caminava el nen acompanyat per la mare. Es va enregistrar una mitjana de 9,91 passes per pacient, havent desestimat les tres primeres i últimes de cada passada. Les sabates que s'utilitzen en l'estudi són d'un teixit de lona tou, sense donar-ne més característiques, ni si són del mateix model per a tothom.

Els resultats obtinguts mostren que la utilització dels *Gait Plates* milloren la marxa en Add en 6° de mitjana, amb un resultat estadísticament significatiu. No es troben diferències associades de la marxa en Add amb el tipus d'etiologia, però sí en la correlació entre la seva severitat i el grau de correcció que aconseguixen, en el sentit que l'augment de l'una ho fa en l'altra.

Redmond, després de l'aplicació dels *Gait Plates* en el seu assaig clínic (157) va realitzar un qüestionari als pares dels participants (158), en el qual es va valorar dues variables: la del grau de satisfacció d'aquests amb el tractament i la del grau de millora de les ensopegades del nen en córrer. El resultat obtingut va ser que els pares tenien un grau de satisfacció alt o molt alt, excepte uns d'ells, alhora que manifestaven existir una disminució de les entrebancades en córrer. Les valoracions que realitza en aquests resultats són purament subjectives i poden estar esbiaixades pel desig dels pares en la millora dels seus fills, no sent uns observadors imparcials.

Levitz i Sobel (159) realitzen, com a comentari, una crítica als treballs de Redmond (157,158), i manifesten, en base a la seva experiència, que els *Gait Plates* no milloren les marxades en adducció, així com tampoc redueixen les ensopegades i les caigudes que aquestes produeixen. No aporten cap dada que corroboren les seves afirmacions. Apunten que la millora que fan els nens en un període de temps segurament és deguda a la història natural favorable que tenen aquests trastorns i, per tant, els tractaments serien innecessaris.

Munuera et al (155), en un estudi de 48 nens d'edat compresa entre 3 i 14 anys, els quals presentaven tots ells una marxa en Add sense especificar si la causa es de fèmur, de tíbia o del propi peu, i havent descartat patologies majors, comprova l'acció d'uns suports plantars tipus *Gait Plates*, amb compensacions a nivell del retropeu, per a la correcció de les marxades en Add.

Realitzen la comparativa dels suports utilitzats amb sabates, versus les marxes amb el peu descalç i també amb sabates sense tractament.

Els *Gait Plates* utilitzats estan formats per un material semirígid de polipropilè de 3 mm, en què la seva part distal (Figura 1.75 a) està confeccionada segons el disseny descrit per Schuster (154) (Figura 1.74), i les correccions que es realitzen en el retropeu van dirigides a compensar les alteracions trobades en aquest, sempre i quan, segons manifesten, no condicionin l'efecte rotacional extern que es busca en el suport (Figura 1.75 b), sense especificar com realitzen aquesta última valoració.

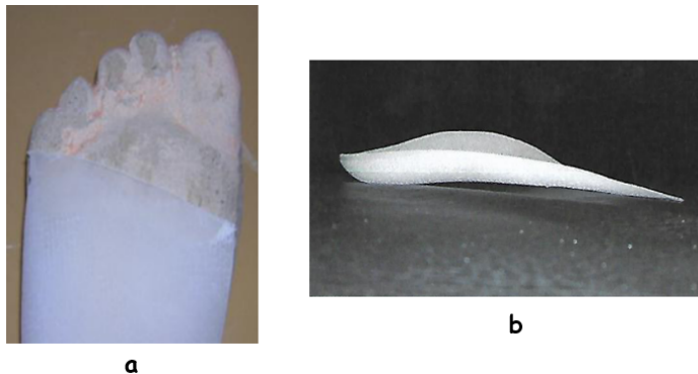


Figura 1.75. Disseny de Gait Plate per Munuera et al –imatge Munuera– (155).

a) Avantpeu, visió plantodorsal: es dirigeix des de la zona retrocapital del cap del 1r metatarsià fins al 5è dit, sobrepassant per tant, la línia de les articulacions metatarsofalàngiques dels radis externs.

b) visió lateral: es conformen els arcs longitudinals a la fi de compensar alteracions del retropeu

La metodologia va consistir a registrar les petjades dels participants mitjançant pedigrafies realitzades amb una làmina de làtex de 2 mm de gruix, 1.20 m de longitud per 50 cm d'amplada, col·locada sobre un paper porós. De les petjades obtingudes es va calcular l'APM mitjançant la línia de progressió de la marxa angulada amb l'eix longitudinal del peu.

Les sabates utilitzades en l'estudi, malgrat tenir totes unes característiques comunes, no són del mateix model per a tothom, la qual cosa pot ocasionar un cert biaix.

En els resultats es troba que els suports plantars tipus *Gait Plates*, amb compensacions del retropeu, incrementen l'APM 3,6° de mitjana, en comparativa a les adquisicions realitzades amb sabates sense tractament i 5,30° en comparativa a les realitzades amb els peus descalços.

En aquests resultats s'han utilitzat proves d'hipòtesis per validar-los, sent tots ells estadísticament significatius, havent utilitzat una mostra suficientment àmplia de 48 pacients.

Ganjehie et al (160), en el seu treball realitzat en una mostra de 17 nens amb marxa amb Add provocada per ACF augmentada, amb edats compreses entre 4 i 10 anys, analitzen l'APM obtingut amb la utilització de *Gait Plates* versus l'obtingut amb sabates sense tractament i amb els peus descalços, així com també el desplaçament que experimenta el centre de pressions Cop.

Els *Gait Plates* varen ser confeccionats amb un material semirígid de polipropilè de 3 mm de gruix, en què la part distal estava acabada en la forma descrita per Schuster (154) (Figura 1.74), i el retropeu va ser adaptat, mitjançant un motlle, per mantenir l'articulació subtalar en posició neutra. Les sabates utilitzades per a l'estudi varen ser totes del mateix model, adaptades al número de peu del participant, manifestant ser «sabates normals», però no especificant si la sola era rígida o flexible ni en què consistia aquest terme de normalitat, sent l'única referència una imatge en la qual sembla ser una esportiva de sola flexible.

Les passes es van obtenir amb una plataforma de pressions sense especificar-ne quantes varen ser utilitzades en cada pacient per treure'n les mitjanes, i tampoc quin va ser el criteri de selecció utilitzat.

L'APM es va calcular amb l'angle format entre la línia de progressió de la marxa, amb la de l'eix del peu, dibuixades en les imatges de les adquisicions de les petjades que dona la plataforma, i el CoP va ser quantificat amb les mesures realitzades per aquesta.

El resultats obtinguts mostren que els *Gait Plates* augmenten en 7.31° l'APM en comparativa a les adquisicions fetes amb sabates sense tractament, i en 11.16° respecte a les realitzades amb els peus descalços. Aquests resultats es troben per sobre del nivell de significació escollit del 0.05 en què han estat realitzades les proves d'hipòtesis, no sent, per tant, estadísticament significatius i per tant, no podent afirmar que els *Gait plates* siguin capaços d'incrementar el APM, amb la qual cosa es dona una conclusió enganyosa.

Així mateix, la grandària de la mostra utilitzada de 14 pacients és petita, mostrant, per tant, poca potència estadística.

En la quantificació del CoP, es troba que aquest queda desplaçat medialment en la fase de recolzament final, no sent, altre cop, aquest resultats estadísticament significatius. Tampoc s'entén massa bé amb quina finalitat s'analitza aquesta variable.

1.9.3. Correcció de la marxa amb Adducció mitjançant les taloneres Torqheel

El *Torqheel* és una talonera de sabata que porta incorporats uns tacs d'elastòmer col·locats en forma radial, els quals sobresurten en direcció obliqua, sent utilitzats per al tractament de les marxes en Add i Abd (Figura 1.76). El seu mecanisme d'acció radica en que, quan el taló recolza, la càrrega produeix la deformació dels tacs de goma, creant-se un moment rotacional al voltant de l'eix vertical, en trobar-se posicionats en forma radial. El gir serà en rotació lateral o medial, en funció de la direcció en què estan col·locats (Figura 1.77).

Rodemberger (161) en descriu el seu mecanisme d'acció, però sense haver realitzat cap estudi que demostrï la seva efectivitat.



Figura 1.76. Talonera *Torqheel*. Tacs d'elastòmer sobresurtin en direcció oblíqua, col·locats en forma radial

Valmassy (162-164), així com d'altres autors, mencionen la seva efectivitat, però de la mateixa manera que Rodemberger, no aporten dades que ho corroborin.

L'únic estudi realitzat i validat amb evidència estadísticament significativa, ha estat el treball de Knittell et al (148), en el qual troben que el *Torqheel* produeixen una millora de la marxa en adducció de $6,6^\circ$ de mitjana (Figura 1.65, apartat 1.9.1).

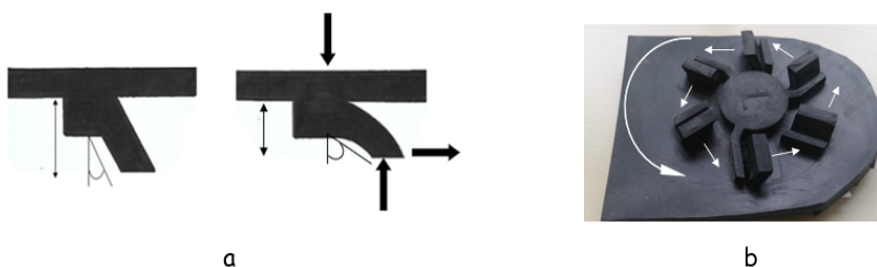


Figura 1.77. Talonera *Torqheel*

a) moment de força que produeix la deformació de cada tac

b) moviment circular que provoquen les diferents direccions dels moments de força de cada tac.

1.10. RELACIÓ EXISTENT ENTRE LA PRONACIÓ DEL PEU I EL MOMENT LLIURE VERTICAL INTERN

En el treball de Holden et al (90), podem veure que l'increment de la pronació del peu comporta l'augment del MLV intern detectat per la plataforma de forces, durant el primer 20% del cicle de la marxa.

En el seu estudi, realitzat amb 10 corredors sans sobre plataforma de forces, analitzen l'acció que tenen sobre el MLV unes sabates amb falques pronadores i unes altres amb falques supinadores, en comparativa amb unes sense correccions (Figura 1.78 a-b-c), durant totes les fases de la marxa.

Els seu resultats ens mostren dos fets importants:

- Un és la forta interrelació que existeix entre les variables de la pronació del peu i la del MLV intern, en el sentit que, quan s'incrementa el valor de la primera, ho fa proporcionalment l'altra. Troben que l'acció de les sabates amb una falca pronadora, augmenta molt més el MLV intern i contràriament, les supinadores ho fan molt menys (Figura 1.79).
- L'altre fet és que l'increment del MLV intern es produeix durant el primer 20% del cicle de la marxa (Figura 1.79), per la qual cosa, si volem actuar sobre aquell provocant el seu augment, com es proposarà més endavant en la Nova Proposta de tractament que es planteja, haurà de ser en aquestes fases.

El MLV intern és, com es veurà, l'objectiu principal d'aquest treball. El conèixer la interrelació de dependència existent entre les variables Pronació del peu i MLV és de gran importància per a l'elaboració de la Nova Proposta de tractament que es realitzarà.

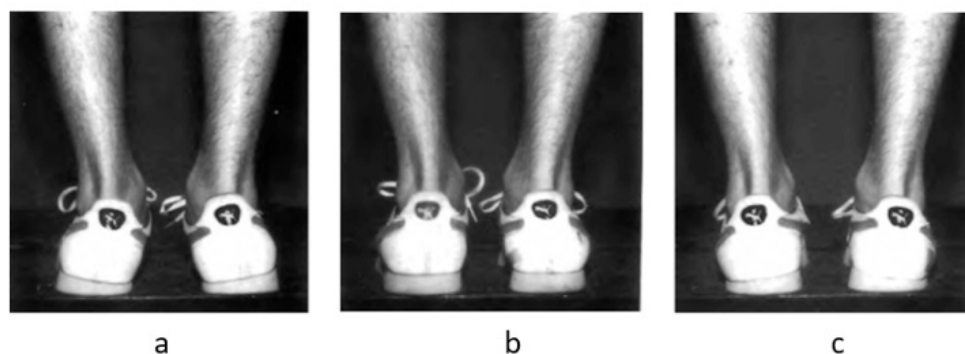


Figura 1.78. Imatge del treball de Holden et al (90). **a)** sabates amb falca lateral pronadora **b)** sabates neutres, c) sabates amb falca medial supinadora.

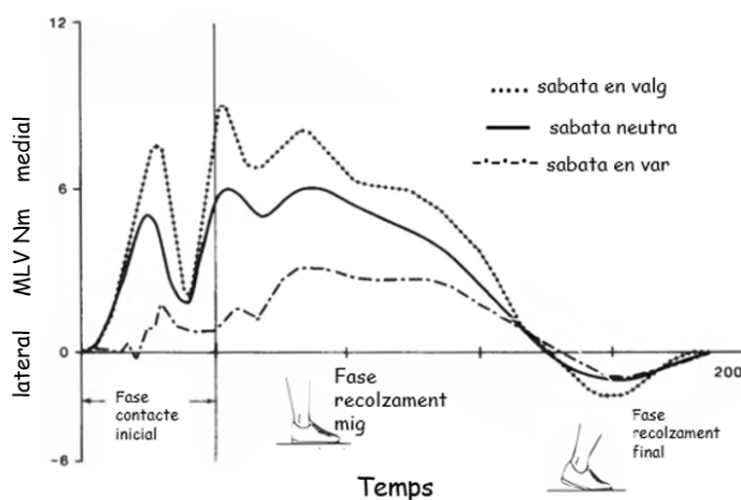


Figura 1.79. Imatge adaptada del treball de Holden et al (90).

a) Quantificació del MLV amb tres correccions a les sabates: una pronadora, l'altra supinadora i la tercera neutra. El peu pronat incrementa més el MLV intern, en comparativa al neutre i al supinat.

b) L'increment del MLV intern es produeix durant el primer 20 % del cicle de la marxa.

1.11. NOVA PROPOSTA DE TRACTAMENT PER A LA CORRECCIÓ DE LES TORSIONS TIBIAL INTERNES EN NENS

En aquest treball d'investigació es proposa un Nou tractament basat en

dues actuacions que han de tenir lloc durant el primer 20% del cicle de la marxa, amb la finalitat d'incrementar el MLV intern, i amb ell, les forces de reacció externes del terra, dirigides cap a l'eix longitudinal de la cama (Figura 1.48, apartat 1.6). Això es pretén aconseguir mitjançant:

1. **L'increment de la pronació del peu**, en base a la relació existent amb el MLV intern mostrada per Holden et al (90), en el sentit que l'increment d'una variable també ho fa sobre l'altra. Aquesta acció es durà a terme seguint les observacions de Root (113) i Inman (114), sobre la interrelació contrària que presenta el retropeu amb l'avantpeu en CCT , vist en (Figura 1.39 a, apartat 1.5.3). En base a aquest fet biomecànic, per produir la pronació del peu, s'utilitzaran dues falques, una d'**inversora** col·locada en l'avantpeu i l'altra **pronadora**, en el retropeu (Figura 1.80), desfent d'aquesta manera l'hèlix de la volta plantar descrita per Paparella (115) (Figura 1.39 b-c, apartat 1.5.3).
2. **L'increment del recorregut articular en RM** que, de manera fisiològica, realitza l'extremitat en aquestes interval de la marxa (38,89,109,116-120) (apartat 1.4.2 i 1.6), la qual genera, per les forces de reacció del terra, un moment de torsió extern dirigit cap a l'eix longitudinal de la cama (Figura 1.48, apartat 1.6). Suposadament això s'aconseguirà amb l'augment de l'APM (51,58,136,143,144), tal i com s'ha argumentat en els apartats 1.8.1, 1.8.2 i 1.8.3, mesura que apliquen els tractaments utilitzats tradicionalment. Aquesta acció es durà a terme mitjançant una **Falca Pronadora** col·locada en el retropeu, que actuï com a

braç de palanca per provocar un moment de rotació lateral a cada passa.



Figura 1.80. Falques utilitzades en la Nova Proposta de tractament peu dret.

a) Visió plantar-dorsal: 1) f pronadora de taló. 2) f supinadora avantpeu. **b1)** Visió posteroanterior: falca pronadora. **c1)** visió lateral: f pronadora. **d2)** visió anteroposterior: f supinadora avantpeu. **e2)** visió medial: f supinadora avantpeu.

1.12. SÍNTESI DELS ASPECTES PRINCIPALS DE LA RECERCA

La variable en la qual basen l'efectivitat per a la correcció de les TTI en nens tots el tractaments biomecànics que, des del peu, són utilitzats tradicionalment –Falques Pronadores, *Gait plates* i taloneres *Torqheel*–, és l'increment de l'APM que són capaços de produir. Tots ells pressuposen que les forces que es puguin generar d'aquest augment aniran a favor de la correcció del problema de torsió, *sense aportar cap dada que ho avaluï*.

El que no s'ha mesurat, fins al moment actual en els esmentats tractaments, són les forces de torsió que es dirigeixen cap a la cama quan el peu recolza, i que són, en realitat, les que tindran la

capacitat de modificar el sistema de trabècules de l'os per produir les correccions.

Si podem quantificar el valor d'aquestes forces, podrem comprovar si les resultants que generen els tractaments van a favor de corregir, a cada passa, el trastorn de TTI, podent així estimar la seva efectivitat.

Una manera de mesurar-les és quantificant el MLV intern que es produeix quan el peu recolza (90,128,132,135-140) (Figura 1.52, apartat 1.7.2) mitjançant la utilització d'una plataforma de forces (128-132), no havent estat realitzat aquest càlcul, fins a dia d'avui, a la vista de tota la recerca bibliogràfica realitzada.

El MLV intern (Figura 1.52, apartat 1.7.2) i (Figura 1.53 i 1.54, apartat 1.7.3), és d'interès màxim en aquest treball d'investigació, per la informació que ens aporta de les forces de torsió externa que es generen cap a la tibia a cada passa (Figura 1.48, apartat 1.6), valorant així la utilitat correctora que poden tenir els tractaments conservadors biomecànics.

Hem pogut observar anteriorment que durant el primer 20% del cicle de la marxa, a cada passa, l'extremitat produeix un moment de força en RM (90,117,118,141,142) (apartats 1.7.3, 1.7.4 i 1.7.5), al qual se li oposa la força de reacció del terra en sentit contrari, (90) (Figura 1.49, apartat 1.6), generant un esforç de torsió externa cap a l'eix longitudinal de la cama (Figura 1.48, apartat 1.6), el qual podria donar explicació a la TTE, que de forma fisiològica, es va produint en el nen al llarg del creixement (4,22,25,29,30,54,55,57,59,60) (apartat 1.2.2).

L'objectiu diana que es perseguirà en aquest treball d'investigació per a la correcció de les TTI serà el potenciar aquest fenomen descrit (Figura 1.48, apartat 1.6) com a mecanisme corrector, per tal que aquest procés actuï de manera més accelerada.

S'analitzarà si els tractaments biomecànics tradicionalment utilitzats per a la correcció de les TTI i la Nova Proposta que es planteja, són capaços d'augmentar **el moment de torsió extern** que es genera sobre la cama a cada passa (Figura 1.48, apartat 1.6), mesurant-lo mitjançant el MLV intern amb la plataforma de força.

2. HIPÒTESIS I OBJECTIUS

2. HIPÒTESIS I OBJECTIUS

2.1. HIPÒTESIS

1. El MLV intern en les TTI succeeix en el primer 20% del cicle de la marxa, sent aquest patró similar als individus sense patologia de torsió.
2. Els quatre tractaments d'estudi –*Gait plates*, *Torqheel*, falca Pronadora i la Nova Proposta–, incrementen l'APM en les TTI en més d'un 40%
3. Existeix una correlació entre augmentar l'APM i l'increment del MLV intern, la qual sols es dona durant el primer 20% del cicle de la marxa.
4. Potenciar la pronació del peu durant el primer 20% del cicle de la marxa, incrementaria el MLV intern.

2.2. OBJECTIUS

1. Demostrar que el MLV intern en les TTI, succeeix en el primer 20% del cicle de la marxa. Realitzar comparativa en estudis obtinguts amb individus sense patologia de torsió.
2. Demostrar que els 4 tractaments d'estudi –*Gait plates*, *Torqheel*, falca Pronadora i la Nova Proposta–, incrementen l'APM en les TTI en més d'un 40%.
3. Demostrar que, en les TTI, incrementar l'APM dins del primer 20% del cicle de la marxa, mitjançant els tres tractaments que ho fan dins d'ell –*Torqheel*, falca Pronadora i la Nova Proposta–,

incrementa el MLV intern, mentre que, incrementar l'APM amb el tractament que ho realitza fora del primer 20% –*Gait plate*–, no s'aconsegueix.

4. Demostrar que, en les TTI, potenciar la pronació del peu durant el primer 20% del cicle de la marxa, incrementaria el MLV intern.

3. MATERIAL I MÈTODES

3. MATERIAL I MÈTODES

3.1. TIPUS D'ESTUDI. LLOC I PERÍODE DE REALITZACIÓ. BASES DE DADES CONSULTADES PER A LA RECERCA

És un estudi analític experimental transversal.

Ha estat realitzat en el laboratori de Biomecànica del Grau de Podologia de la Universitat de Barcelona, situat en el Campus Universitari de Bellvitge, Carrer de la Feixa Llarga s/n de l'Hospitalet del Llobregat.

La recollida de dades s'ha efectuat entre el període del gener al desembre del 2019.

S'han rastrejat les següents bases de dades mèdiques en el període de temps que correspon entre setembre del 2016 i desembre 2017:

- Pub Med - National Library of Medicine -
- Scopus
- Web of Science.

El procés de selecció d'articles en la recerca bibliogràfica s'ha realitzat seguint el diagrama de fluxos de la declaració PRISMA (165,166).

3.2. PROCEDIMENTS PER A LA SELECCIÓ DE LA MOSTRA D'ESTUDI

3.2.1. Població d'estudi:

La població d'estudi han estat estudiants que presentaven una marxa en Add, la qual tenia com a única causa una TTI. Han estat

reclutats en les següents facultats de la Universitat de Barcelona: Campus de Bellvitge (Grau de Podologia, Infermeria, Medicina i Biotecnologia), Facultat d'Econòmiques, Facultat d'Enginyeria, Facultat de Biologia.

Aquests centres van ser els escollits per les seves característiques físiques d'espais oberts i passadissos llargs i amplis, on poder visualitzar amb comoditat les marxes dels possibles voluntaris per a la seva recaptació.

L'estudi es va desenvolupar d'acord amb la Declaració de *Helsinki* sobre els principis ètics de l'experimentació humana, i va ser aprovat pel Comitè d'Ètica Institucional de la Universitat de Barcelona (número del Comitè de Revisió Institucional IRB00003099 Annex 1). Els participants primerament varen ser informats de les característiques de l'estudi (Annex 2), per després firmar un formulari de consentiment informat (Annexos 3 i 4), sent lliures de retirar-se del protocol experimental en qualsevol moment. Per tal de preservar l'anonimat, quan es va procedir a efectuar el tractament de les dades recollides per al seu anàlisi, aquestes es varen seqüenciar numèricament en funció de l'ordre alfabètic dels cognom de cada individu.

3.2.2. Criteris d'inclusió i exclusió

El criteris de selecció han estat els següents:

Criteris d'inclusió:

- Individus que presentin la marxa en Add:
 - a partir d'1° negatiu **d'APM**
 - que tingui com a causa la **TTI**
 - que hagin signat el consentiment informat

Criteris d'exclusió:

- qualsevol altra causa de marxa en Add que no sigui la **TTI**, així com qualsevol alteració patològica ortopèdica, neurològica, traumatisme o intervenció quirúrgica, que alteri la mecànica normal de la marxa.
- que no hagi signat el consentiment informat.

3.2.3. Procés de reclutament i cribratge realitzat:

El reclutament de participants es va realitzar mitjançant l'observació de la marxa dels alumnes de les Facultats escollides per fer el recapte, contactant de forma aleatòria amb aquells en els quals es va observar que presentaven una marxa en Add, sense fer més precisions.

El procés de cribratge va ser el següent (Figura 3.1):

De tots el identificats, van ser 112 els que es van mostrar interessats a participar; se'ls va facilitar els telèfons de contacte per si s'hi decidien en ferm; dels 112, se'n van presentar 83 per realitzar l'exploració de cribratge, i així poder seleccionar aquelles marxes que tinguessin, com a única causa, la **TTI**, descartant qualsevol altra etiologia.

L'exploració va consistir en:

- una anamnesi focalitzada als problemes de torsió de les extremitats inferiors
- una exploració en el pla transvers dels graus de torsió de la tibia
- la realització de diagnòstic diferencial d'altres causes de marxa en Add:
 - per ACF augmentada, o per contractura de parts toves del maluc
 - per ACA
 - per *metatarsus adductus* i per peu adducte equinovar

En el cribratge es van excloure 53 individus per les següents causes:

- 42 per ACF augmentada
- 4 per contractures de parts toves del maluc
- 3 per peus adductes equinovars residual intervinguts quirúrgicament
- 4 per ACA.

Per tant, varen quedar seleccionats 34 individus per participar en el treball, que presentaven una **TTI** com a única causa de marxa en Add. En el procés de la recollida de dades, es van desestimar 2 participants per problemes tècnics amb el procés de realització de les adquisicions amb la plataforma de forces, dels quals es va perdre el seu rastre per tornar a efectuar-les.

Finalment s'ha disposat d'un total de 32 individus per a l'anàlisi de les dades recollides.

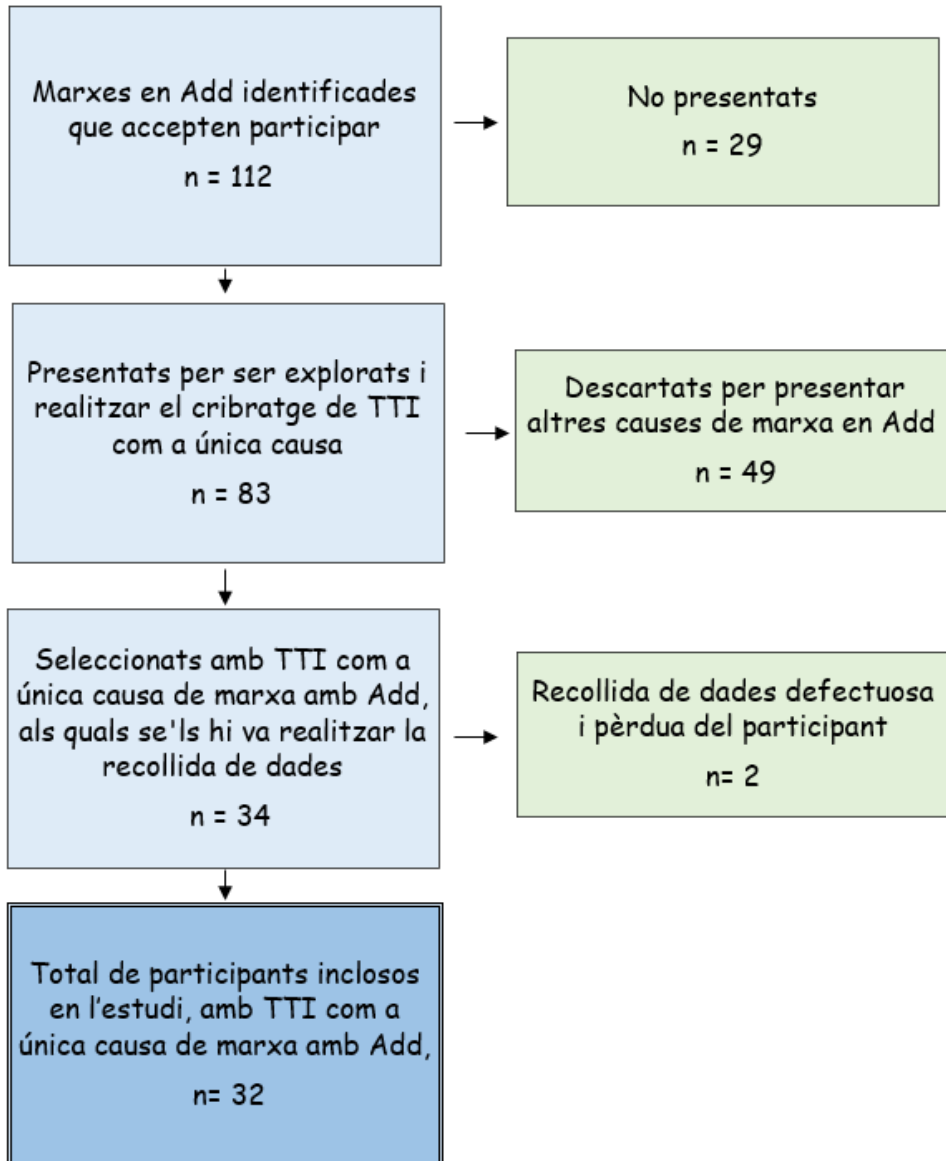


Figura 3.1. Diagrama de flux –metodologia PRISMA (165,166)–, del procés de cribratge per a la selecció de les marxes en Add que tinguin com a única causa la TTI.

3.2.4. Exploracions per la realització del cribratge

3.2.4.1. *Anamnesi:*

Ha estat enfocada a la detecció de problemes de torsió de les extremitats inferiors

- Període de gestació:
 - Posició del fetus - la posició de natges afavoreix l'ACF augmentada
 - Nombre de mesos de gestació i pes al naixement -per la tendència dels fetus grans de causar un conflicte entre continent i contingut, i per tant, ser causa d'anomalies de torsió de les extremitats inferiors.
- Antecedents familiar de marxa en Add, pel possible component hereditari que tenen les ACF augmentades i algunes TTI.
- Descart de patologia ortopèdica, neurològica, traumàtica o d'intervenció quirúrgica, que pugui alterar la mecànica de la marxa.
- Edat en què es va detectar la marxa en Add; ens orientarà de la seva etiologia, en el sentit que les TTI, els metatarsus adductus i el peu adducte equinovar, es manifesten ja en el moment de començar a caminar, mentre que les ACF augmentades ho fan a partir dels 4 anys per l'emascament de la contractura en RL del maluc que es presenta en el moment de néixer.
- Hàbits posturals d'asseure's en la infància -la posició de W es indicativa d'ACF augmentada-.
- Hiperlaxitud lligamentosa -aquesta està present en totes les ACF augmentades-.

3.2.4.2. *Exploració de la torsió de la tibia:*

L'exploració dels graus de torsió de la tibia s'ha efectuat utilitzant el mètode Root (167) (Figures 3.2 i 3.3), mitjançant un goniòmetre gravitacional (Figura 3.10).

Procediment:

- Pacient en posició sedent o en decúbit supí, amb la cama estesa.
- Realitzar flexió dorsal de l'articulació del turmell fins a notar una lleugera resistència i mantenir aquesta posició.
- Identificar el centre dels mal·lèols medial i lateral (Figura 3.2), palpant en cadascun d'ells, les crestes anteriors i posteriors en la seva porció més ampla, i marcar la línia que fa la seva bisecció en dues parts iguals.
- Palpar les vores posteriors dels còndils femorals i, fent rotació del maluc, els posicionem equidistants al pla de la llitera d'exploració; la ròtula, en la majoria dels casos, quedarà mirant al zenit i paral·lela al pla de la llitera (Figura 3.3 a).
- Mantenint la posició anterior, es realitza la mesura de la torsió de la tibia. Primerament s'enrasa l'agulla del goniòmetre gravitacional (Figura 3.10) a 0° en l'escala graduada del seu dial, agafant com a referència el pla anteroposterior de la llitera; a continuació es col·loquen els seus braços en cadascuna de les marques realitzades en els mal·leolars i es procedeix a la lectura del que ens marca l'agulla (Figura 3.3 b).
- Mentre es realitza la mesura, és imprescindible assegurar-se que:
 - L'articulació del turmell es troba en flexió dorsal fins a una discreta resistència.
 - Els còndils femorals es troben equidistants al pla anteroposterior de la llitera.



Figura 3.2. Mesura de la torsió de la tibia –imatge de Root (167)–: Marcatge de la línia que bisecciona els mal·lèols en dues parts iguals

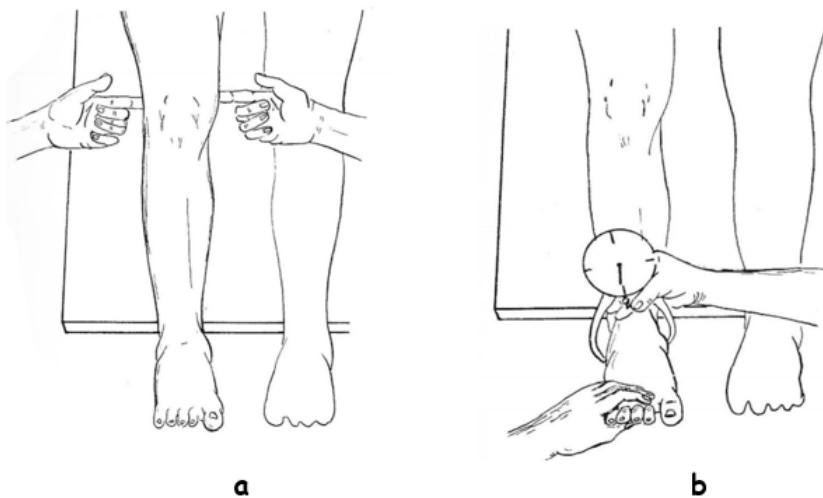


Figura 3.3. Mesura de la torsió de la tibia - imatge de Root (167)-:

a) posicionament del còndils femorals equidistants al pla anteroposterior de la llitera, fent rotació del maluc i mantenint el peu amb dors flexionat.

b) mesura de la torsió de la tibia amb el goniòmetre gravitacional, posicionant el seus braços en la línia marcada que bisecciona els mal·lèols.

3.2.4.3. *Exploració de la rotació del maluc:*

L'exploració del maluc s'ha realitzat mesurant els seus graus de rotació, per tal de descartar que la causa de la marxa en Add es trobi en aquest nivell, ja sigui per una ACF augmentada o bé per una contractura de parts toves.

Una primera valoració de la rotació s'ha realitzat a partir de la posició en decúbit supí. Agafant les dues extremitats alhora pels seus corresponents mal·lèols, i fent RM i RL, s'observa el moviment de les ròtules. En la normalitat, la ròtula quan es troba centrada en el pla anteroposterior, rota una quantitat de graus similars interna i externament (4,167); si observem que la seva RM està molt augmentada i per contra la RL limitada, una de les causes de la marxa amb Add estaria a nivell del maluc.

L'exploració del maluc s'ha acabat de completar mesurant els seus graus de rotació mitjançant el mètode descrit per Root (167) (Figures 3.4, 3.5 i 3.6)).

Procediment:

- En posició de decúbit supí, amb el maluc i la cama en extensió, es dibuixa la línia mitjana de la ròtula que la divideix en dues parts iguals, es palpen el còndils femorals i es posicionen de manera que quedin equidistants al pla anteroposterior de la llitera, visualitzant alhora que la ròtula també estigui en el pla anteroposterior mirant al zenit (Figura 3.4a), i es manté aquesta posició.
- Continuant amb la posició anterior, es marca un punt qualsevol en un dels laterals del genoll i s'hi posiciona un braç del goniòmetre gravitacional, l'agulla del qual prèviament s'ha enrasat a 0°, tenint com a referència el pla anteroposterior de la llitera. Alhora, amb l'altre braç es busca, en lateral contrari, aquell punt en el qual l'agulla ens assenjala els 0°, i un cop marcat, retirem el goniòmetre (Figura 3.4b).

- Es realitza RM de tota l'extremitat, col·loquem el braços del goniòmetre en els punts marcats i efectuem la seva lectura. Fem el mateix procediment realitzant RL (Figura 3.5)
- Si es troba que la RM està molt més augmentada que la RL del que serien els graus de normalitat (4), confirmarem que una causa del caminar en Add es troba en el maluc. Si es volés diferenciar si l'etiologia de la limitació és òssia –per ACF augmentada–, o per contractura de les seves parts toves, es tindria que realitzar el mateix procediment amb el maluc flexionat amb posició sedent; en aquesta posició, al relaxar-se els lligaments i càpsula articular, si la causa de la marxa en Add es troba en la seva contractura, les rotacions amb el maluc flexionat quedaran emmascarades i es veuran dins de la normalitat, mentre que, quan es realitza l'exploració en extensió, aleshores apareixerà la RM limitada. Si la limitació es troba tant en decúbit com en sedestació, la limitació serà òssia.

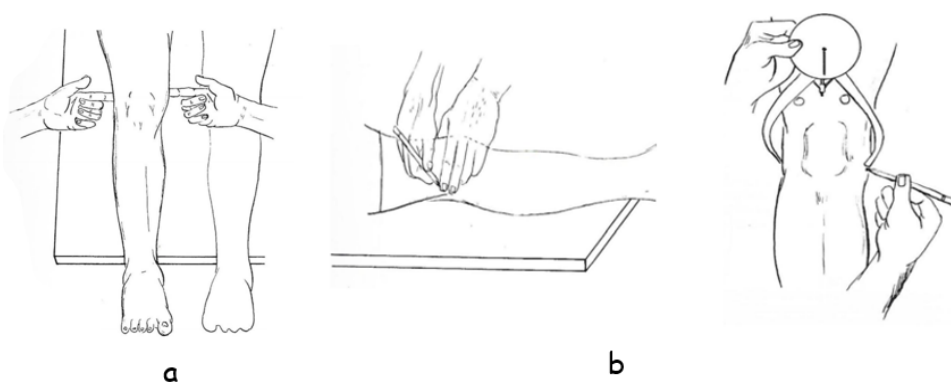


Figura 3.4. Marcatge dels punts per la mesura de la rotació del maluc –imatge de Root (167)–.

- a)** Centratge de la ròtula en sentit anteroposterior posicionant els còndils femorals equidistants al pla anteroposterior i la ròtula paral·lela a aquest.
- b)** Marcatge d'aquells punts laterals als còndils en què deixen el goniòmetre marcant els 0°.

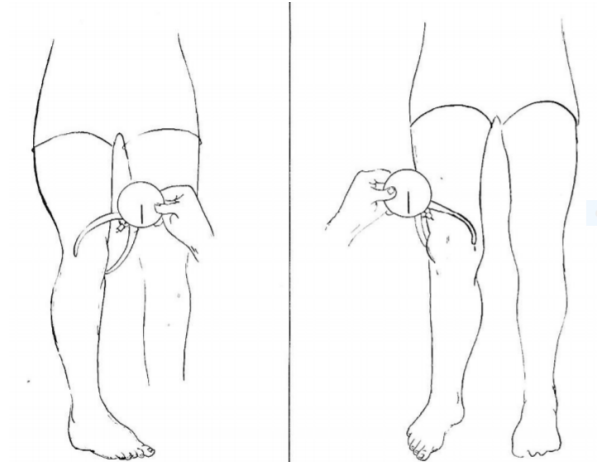


Figura 3.5. Lectura de les rotacions del maluc en decúbit supí –imatge de Root (167)–. Es realitzar la lectura en RM i en RL, posicionat el braç del goniòmetre en els punts marcats.

3.2.4.4. *Exploració de l'adducció del coll de l'astràgal:*

En aquells casos en què ha semblat descartar-se, com a causa de la marxa en Add, la TTI, la ACF augmentada o la seva contractura de parts toves, un *metatarsus adductus* o un adducte equinovar, s'ha realitzat l'exploració de l'ACA.

Procediment:

La valoració de l'ACA ha estat realitzada en base a l'exploració de l'eix del peu i del transmal·leolar en referència l'eix longitudinal de la cuixa, descrita per Staheli (4, 42):

En posició de decúbit pro sobre una llitera, la cama i el peu flexionats a 90°, des de la visió caudo-cranial s'observa en quin direcció s'orienta el peu (Figura 3.6).

En aquesta posició marquem els eixos següents (Figura 3.6-1):

- El de la cuixa **a**
- El transmal·leolar **b** i el perpendicular a ell **c**

- El del peu **d** –punt mig de la semicircumferència del taló projectat cap endavant, passant entre el segon i tercer dit–.

L'angulació que forma l'eix **c** que és perpendicular al transmal·leolar **b**, amb l'eix del peu **d** (Figura 3.6-2), ens mostrarà l'ACA respecte al seu cos; la seva quantificació ens permetrà comprovar si està per sota dels 18° a 24° que li corresponen en la normalitat (34,35,36).

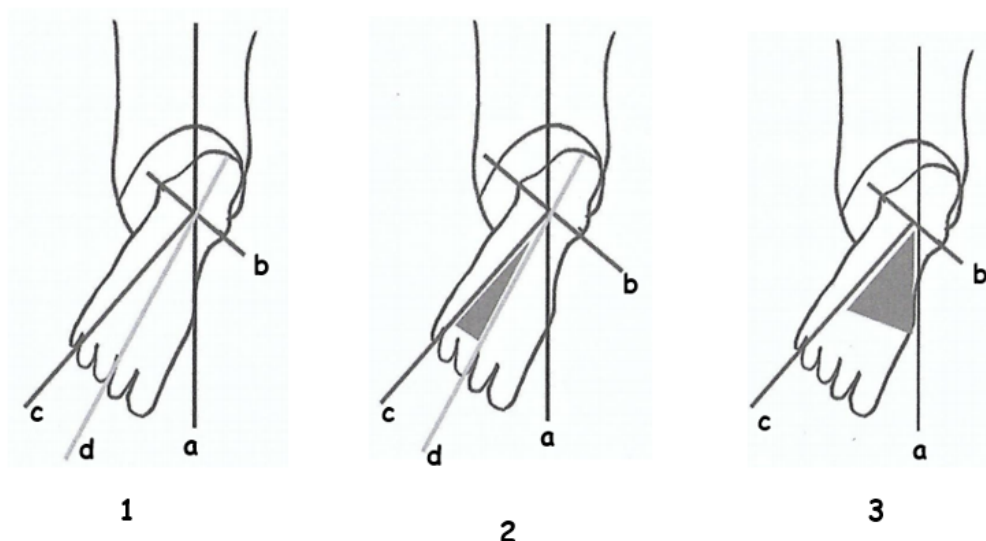


Figura 3.6. Mesura Clínica de l'angle ACA i de la torsió tibial, en base a l'exploració de l'eix del peu i del transmal·leolar en referència l'eix longitudinal de la cuixa, descrita per Staheli (4) (42).

- 1) Visualització dels eixos: longitudinal de la cuixa a transmal·leolar **b**, perpendicular al transmal·leolar **c**, longitudinal del peu **d**.
- 2) angle ACA representat pels eixos **c** i **d**
- 3) Angle de Torsió Tibial representat pels eixos **a** i **c**.

L'angulació que forma l'eix **c** que és perpendicular al transmal·leolar **b**, amb el de la cuixa **a**, (Figura 3.6-3), ens mostrarà el grau de torsió de la tibia, el qual ens servirà per a la realització del diagnòstic diferencial quan el problema de marxa en Add no es troba en aquesta.

3.2.4.5. *Exploració en bipedestació:*

Mitjançant l'exploració en bipedestació, s'ha ratificat la localització de la causa de marxa en Add. Des de la visió anteroposterior, si la ròtula apareix centrada i els peus en Add, ens orienta de la presència de TTI o de ACA (Figura 1.21), mentre que si tant la ròtula com els peus estan en Add, el problema de torsió o rotacional es troba en el maluc (Figura 1.20).

3.2.4.6. *Exploració de la marxa:*

Mitjançant l'exploració de la marxa, s'ha ratificat la localització de la causa del caminar en Add. Si s'observa que durant les seves fases, la ròtula es manté en sentit anteroposterior mentre que el peu està en Add (Figura 1.22), la causa es trobaria en la tíbia o astràgal, mentre que si tant ròtula com el peu s'orienten en Add, el problema de torsió o rotacional es trobarà en el maluc (Figura 1.19c).

3.3. Instruments experimentals

3.3.1. **Plataforma de forces**

La quantificació de les variables del MLV i de l'APM que s'utilitzen en aquest estudi, s'ha realitzat mitjançant la plataforma de forces BTS P-6000 *Bioengineering* (168), de dimensions 60 cm x 40 cm, instal·lada en el laboratori de Biomecànica del Grau de Podologia de la Universitat de Barcelona (Figura 3.7).

Les seves característiques tècniques són les següents:

Aquesta plataforma és del tipus «galgues de tensió», les quals estan basades en el fet que quan una força actua sobre una estructura, la longitud d'aquesta canvia, modificant per tant, la tensió de la seva superfície. Aquest canvi és mesurat per la plataforma mitjançant quatre sensors situats en els seus laterals (Figura 3.8), els quals estan relacionats entre ells mitjançant els anomenats ponts de

Wheaststone; un amplificador recull els senyals de la deformació, i aquests són valorats per quantificar les forces de reacció del terra que es produeixen quan el peu recolza (169).



Figura 3.7. Mesura Clínica de l'angle ACA i de la torsió tibial (168), instal·lada en el laboratori de Biomecànica del Grau de Podologia de la Universitat de Barcelona

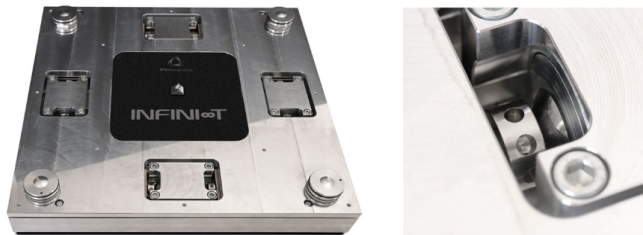


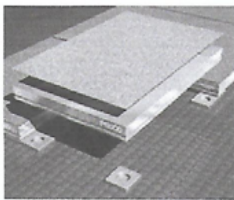
Figura 3.8. Sensors de la plataforma de forces P-6000, BTS Bioengineering (168) situats en els 4 laterals

Qualsevol punt de la superfície de la plataforma és bo per realitzar l'adquisició, sense que comporti això cap variació en el seu resultat.

El seu sistema és completament digital, i la connexió dels seus sensors amb l'ordinador es fa amb un cable LAN (10/100 *Ethernet*).

La capacitat de cada sensor té un rang que va de 100 N fins a 2000 N i la freqüència de les adquisicions poden anar de 200 Hz fins a un màxim de 2 KHz. La freqüència utilitzada en aquest estudi ha estat de 200 Hz.

El seu calibratge és automàtic cada cop que es posa en funcionament, sent la força que mesura la placa en aquest moment igual a 0. La plataforma es calça amb quatre punts d'anclatge sobre una superfície antivibracions col·locada sobre el terra (Figura 3.9). Es troba prolongada amb un entarimat de fusta, amb la finalitat que el caminar, en realitzar les adquisicions, pugui tenir una continuïtat i no estigui condicionat a encertar-la. Aquest entarimat no està en contacte amb cap dels laterals de la plataforma, per tal d'evitar les vibracions (Figura 3.9b).



a



b

Figura 3.9. Instal·lació de la plataforma de forces sobre la superfície del terra.

a) punts d'anclatge sobre una superfície antivibracions – imatge plataforma de forces P-6000, BTS Bioengineering (168).

b) prolongació amb un entarimat de fusta.

3.3.2. Càmera de vídeo

Cada adquisició amb la plataforma de forces ha estat filmada per una àmera digital VIXTA 50 d'alta velocitat, amb una lent de 4,5 mm, una resolució de vídeo 2 Mpíxels, una freqüència d'adquisició de 25 fps a màxima resolució, i una freqüència màxima d'adquisició de 50 fps.

Aquesta càmera es troba sincronitzada amb la plataforma, en la forma que permet l'observació del subjecte quan recolza el peu sobre d'ella. Permet associar el valor de les forces que s'analitzen quantificades en valor i visualitzades en gràfica, amb la imatge del vídeo en el mateix instant.

3.3.3. Goniòmetre Gravitacional

Goniòmetre gravitacional *Le Clock*, fonamentat amb el descrit per Dupuis (54) (Figura 3.10). Consta de:



Figura 3.10. Goniòmetre gravitacional *Le Clock*

- Dos braços acabats amb punta, que permeten delimitar l'eix del qual es vol mesurar la seva angulació respecte al pla de referència.
- Un dial graduat en 360° i una agulla que es manté vertical, per l'efecte de la gravetat, i que ens assenyalarà l'angulació en què es troba l'eix d'estudi respecte al pla de referència.
- Per efectuar les mesures, primerament s'ha d'enrasar a 0° el dial amb l'agulla sobre el pla que volem agafar com a referent i, havent-

lo fixat, aleshores es col·loca la punta de cadascun dels seus braços en els extrems de l'eix del qual volem quantificar el seu angle.

3.3.4 Bàscula

Bàscula electrònica per mesurar el pes de cada participant per tal de calcular els valors de les forces obtingudes amb la plataforma, en la forma de % *Body*, a fi i efecte que quedin unificats els resultats entre tots els participants.

3.3.5. Polidora i serra de calar:

Pel tallat i desvastat en la confecció dels materials utilitzats pels tractaments d'estudi, s'ha utilitzat una serra de calar Bosch GST 8000 E, de 3.100 rpm i una polidora Pulitec Bamrol de potència de $\frac{3}{4}$ de CV, amb dos tipus de paper de vidre de diferent gra, una per desbastar el material i l'altra per polir l'acabament.

3.4. MATERIALS EXPERIMENTALS. CARACTERÍSTIQUES I DIMENSIONS DELS TRACTAMENTS D'ESTUDI

Les dimensions de llarg, gruix i ample dels tractaments *Gait Plate*, Falca Pronadora i la Nova Proposta que es descriuen en aquest apartat, a excepció de la talonera *Torgheel*, són per a una numeració de calçat del número 41 de la comunitat europea; per al càlcul de les dimensions per a la resta de numeracions utilitzades, s'ha mesurat la diferència de gruix, llarg i ample existent entre cada numeració del calçat, i aquesta s'ha anat incrementant en cada tractament per als números superiors i disminuint per als inferiors, de manera correlativa. Les taloneres *Torgheel* són d'una dimensió única per a totes les numeracions de les sabates utilitzades, pel fet que el fabricant les confecciona només en una talla.

3.4.1. Tractaments tradicionals

3.4.1.1. *Gait Plates*

Placa plana, sense adaptació a la superfície plantar (Figura 3.11a), realitzada amb termoplàstic de subortolen de 3 mm de confecció

similar a la descrita per Schuster (154) (Figura 1.7.4, apartat 1.9.2), en la qual el seu acabament es dirigeix cap a les articulacions interfalàngiques de quart i cinquè dit, sobrepassant les articulacions metatarsofalàngiques quarta i cinquena ferulitzant-les, deixant lliures la primera, segona i tercera, les qual poden dors-flexionar. La forma en què acaben no és, per tant, en angle recte en referència a la direcció en la qual el peu propulsa, sinó que es troba en obliqüitat a ella amb una angulació de 40° (Figura 3.11b).

Dimensions, des de la visió dors-plantar, són: 18 cm de llargada pel seu costat lateral, 14 cm pel medial i 7 cm d'amplada.

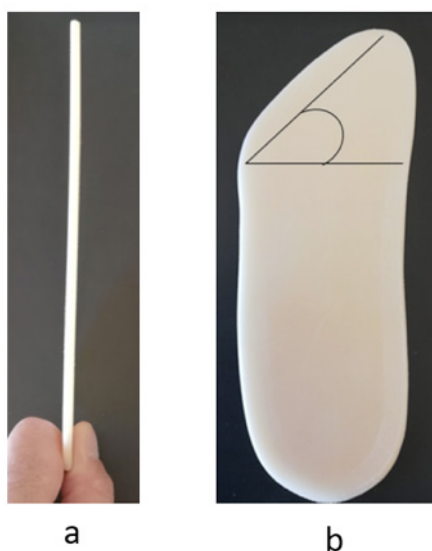


Figura 3.11. Gait Plate peu dret.

a) placa plana sense adaptació a la superfície plantar.

b) confeccionat amb subortolen de 3 mm. i acabament amb angulació de 40°

3.4.1.2. Taloneres Torqheel

Les taloneres *Torqheel* (apartat 1.9.3) s'han col·locat mitjançant tires adhesives, les quals han permès anar-les intercanviant de sabata, en funció del número de peu del participant (Figura 3.12).



Figura 3.12. Adhesió del *Torqheel* al taló de la sabata mitjançant una veta adherent

Les dimensions dels seus tacs, col·locats de manera radial, són d'11 mm de llarg, 7 mm d'alt i 4 mm d'ample, els quals sobresurten direccionats respecte a la vertical amb una angulació de 20° -(Figura 3.13).

El material de confecció és d'un elastòmer, amb la propietat elàstica suficient per deformar-se amb la càrrega, i amb la capacitat de retorn a la seva posició original (170,171), sent aquesta deformació la responsable del gir angular sobre el peu (Figura 3.13b) (172).

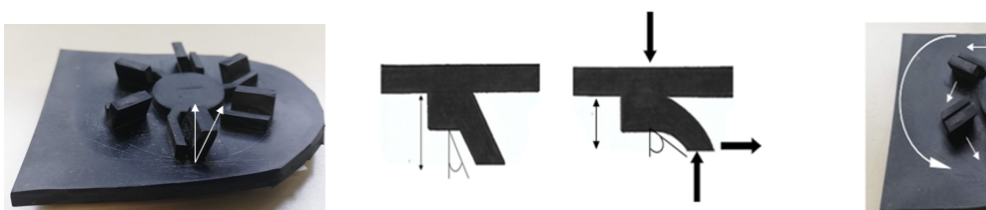


Figura 3.13. Tacs de la talonera *Torqheel*.

a) Posicionament radial i angulats a 20° respecte a la vertical.

b) capacitat de deformació i de retorn a la posició original.

3.4.1.3. *Falca Pronadora*

La Falca Pronadora (Figures 3.14 i 3.15), va ser confeccionada amb un material d'EVA de 50 *Shores* de duresa.

Les dimensions de llarg, gruix i ample són:

- Visió dors-plantar (Figura 3.14a) : 15 cm d'allargada, des del punt mig i posterior del taló, projectada cap endavant amb una angulació de 20° en referència a l'eix longitudinal de la sabata.

- Visió posteroanterior (Figura 3.14b): 2 cm d'alçada, sent la màxima al costat lateral i acabat a 0 cm al medial.
- Visió anteroposterior (Figura 3.14c): acabada a 0 cm
- Visió lateral (Figura 3.14): 2 cm d'alçada en la seva part posterior i disminució progressiva cap a l' anterior fins a 0 cm.
- Visió medial (Figura 3.14e): acabada a 0 cm

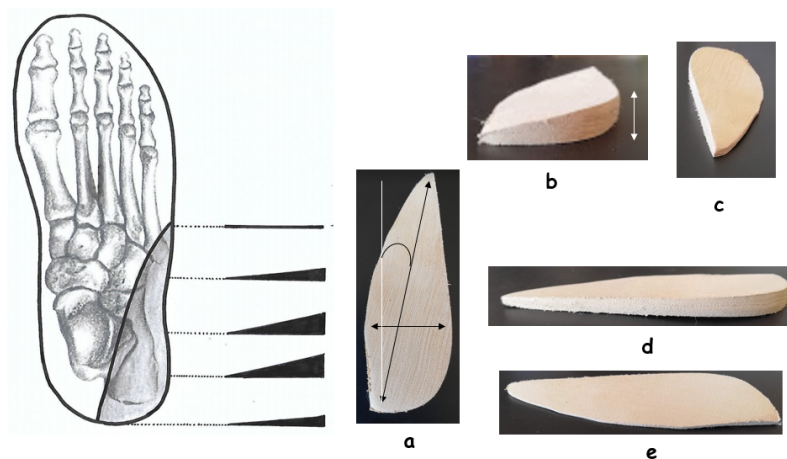


Figura 3.14. Dimensions de la falca pronadora externa peu dret. a) visió dors-plantar. b) visió posteroanterior. c) visió anteroposterior. d) visió lateral. e) visió medial



Figura 3.15. Falca Pronadora peu dret: a) visió posteroanterior. b) visió lateral. c) visió plant-dorsal

3.4.1.4. Sabata utilitzada en tots els tractaments tradicionals

Esportiva de la marca *ASICS* model *Gel-Dedicate*, de contrafort resistent i sola poc flexible, en relació als models que es troben en el mercat (Figura 3.19).

Aquesta sabata, que primerament ha estat escollida mitjançant un procés de selecció per la Nova Proposta de tractament, s'ha utilitzat també per a l'anàlisi dels tradicionals, ja que al ser el mateix models per a tots, permetrà realitzar la comparativa dels resultats.

Per tal de cobrir totes les llargàries de peus dels participants de l'estudi, s'ha disposat de les numeracions de la comunitat europea que van del 36 al 46 (Figura 3.20), totes del mateix model.

3.4.2. Nova Proposta de tractament

3.4.2.1. Falques i sabates analitzades per escollir la combinació que obté un major MLV intern.

Les dimensions de llarg i alt i ample han estat:

- **Falca pronadora externa de taló** (Figura 3.16-1), de les mateixes dimensions que la falca pronadora utilitzada per als tractaments tradicionals (Figura 3.14).
- **Falca supinadora externa d'avantpeu**, col·locada des del costat més medial de la sabata cap al lateral, i des dels caps metatarsals cap enrere (Figura 3.16-2):
 - Visió dors-plantar **f**: de 7.5 cm de llarg i 6.5 cm d'amplada
 - Visió medial **g**: 1 cm d'alçada, disminuint cap a la seva part anterior i posterior
 - Visió lateral **h**: acabada a 0 cm
 - Visió anteroposterior **i**: 4 mm d'alçada en el seu costat medial disminuint cap al costat lateral fins a 0°

- Visió posteroanterior **j**: 4 mm d'alçada en el seu costat medial disminuint cap al costat lateral fins al medial.
- **Falca supinadora interna al mig-peu** (Figura 3.16-3):
 - Visió dors-plantar **k**: 16 cm d'allargada i 6.5 cm d'amplada a nivell del navicular i disminuint fins a 0 cm cap a anterior i posterior
 - Visió medial **l**: 3 cm d'alt a nivell del navicular disminuint a 0 cm cap a anterior i posterior.
 - Visió anteroposterior **m**: 3 cm d'alt en el costat medial disminuint fins 0 cm cap al lateral.

Les característiques de les tres sabates analitzades varen ser les següents:

- Sabata d'esport amb sola flexible i contrafort de poca duresa, marca *Decathlon* model *Newfeel PW 100* (Figura 3.17).
- Sabata d'esport amb flexibilitat de sola i duresa del contrafort mitjana, marca *ASICS* model *Mission* (Figura 3.18).
- Sabata d'esport, marca *ASICS* model *Gel-Dedicate*, de sola poc flexible i contrafort resistent, el qual permet mantenir el retropeu estable en contra de les forces externes (Figura 3.19). Aquesta és la que finalment ha estat escollida per a l'anàlisi de tots els tractaments

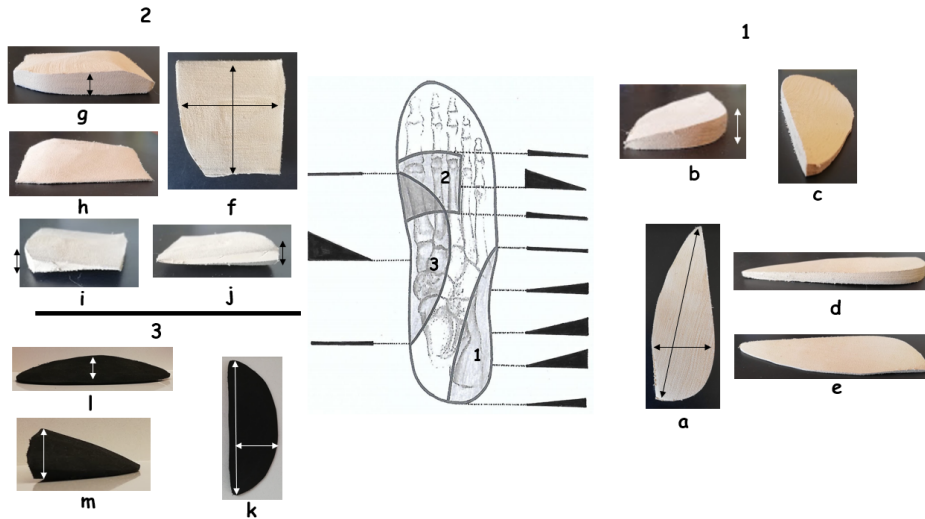


Figura 3.16. Falques analitzades per escollir la Nova Proposta de Tractament.

1. Visions falca pronadora externa de taló: a dors-plantar b posteroanterior c anteroposterior d lateral e medial

2. Visions falca supinadora externa d'avantpeu: f dors-plantar g medial h lateral i posteroanterior j anteroposterior

3. Visions falca supinadora interna de mig peu: k dors-plantar l medial m anteroposterior



Figura 3.17. Sabata d'esport amb sola flexible i contrafort de poca duresa, marca *Decathlon* model *Newfeel PW 100*"



Figura 3.18. Sabata d'esport amb flexibilitat de la sola i duresa del contrafort mitjana marca *ASICS* model *Mission*



Figura 3.19. Sabata esportiva, marca ASICS model *Gel Dedicate*, de sola poc flexible i contrafort resistant

3.4.2.2. *Falques i sabates escollides per a la Nova Proposta*

Les falques han estat confeccionades amb un material d'EVA de 50 *Shores* de duresa.

La combinació de falques i sabates escollides, a partir d'haver obtingut un major MLV intern, han estat:

- **Falca pronadora externa de taló** (Figura 1.80 apartat 1.11 i Figura 3.16-1)
 - en la mateixa forma i dimensions que la utilitzada per als tractaments tradicionals, descrita anteriorment en (Figures 3.14 i 3.15 apartat 3.4.1.3)
- **Falca supinadores externa d'avantpeu** (Figures 1.80 apartat 1.11 i Figura 3.16-2), de dimensions descrites en l'apartat 3.4.2.1 (Figura 3.16-2).
- **Sabata:**
 - Esportiva, marca *ASICS* model *Gel-Dedicate*, de sola poc flexible i contrafort resistant en relació amb els models que es troben en el mercat, el qual permet mantenir el retropeu estable en contra de les forces externes (Figures 3.19 i 3.20).



Figura 3.20. Sabates escollides per a l'anàlisi de tots el tractaments d'estudi: marca *ASICS* model *Gel-Dedicate*, amb les numeracions de la comunitat europea del 36 fins al 46.

3.5. METODOLOGIA EXPERIMENTAL

3.5.1. Procediments per escollir les falques i les sabates per a la Nova Proposta de tractament.

Peral disseny de la Nova Proposta, es va realitzar un estudi preliminar al de la mostra de pacients que ha participat en aquest treball. Sobre un únic individu que presentava una marxa amb Add, la qual tenia com a única causa una torsió tibial interna TTI, es van analitzar amb la plataforma de forces, l'efecte que tenien en l'augment del MLV intern tres falques diferents combinades amb tres tipus de sabates; es va escollir aquella combinació que va donar el valor major de les mitjanes obtingudes amb les proves seriades efectuades. El resultat d'aquesta selecció va ser aplicat a la Nova Proposta de tractament.

Es van analitzar les següents combinacions (apartat 3.4.2.1), entre falques (Figura 3.16) i sabates (Figures 3.17, 2.18 i 3.19):

- falca supinadora externa d'avantpeu amb falca pronadora externa de retropeu, col·locades alhora en la sola de cadascuna dels tres tipus de sabates a analitzar, fent, per tant, tres combinacions.
- falca supinadora externa d'avantpeu, falca pronadora externa de retropeu col·locades alhora en la sola de cadascuna dels

tres tipus de sabata a analitzar, juntament amb una falca supinadora interna, fent, per tant, tres combinacions.

En total van ser sis les combinacions a comparar, realitzant en cadascuna d'elles una seriadada de vint adquisicions amb la plataforma de forces, i calculant la mitjana dels MLV interns obtinguts. Alhora, també es va realitzar una seriadada de vint adquisicions sense tractament amb la seva sabata d'us habitual, com a grup control per fer comparativa amb tots els tractaments.

Finalment, el valor més elevat del MLV intern va ser l'obtingut per la combinació de la **falca Pronadora externa de taló** (Figura 1.80 apartat 1.11) i (Figura 3.16-1) descrita en l'apartat 3.4.1.3, i la **Supinadora externa d'avantpeu**, (Figura 1.80 i Figura 3.16-2 apartat 3.4.2.1), amb la **sabata esportiva de contrafort resistent i sola amb menys flexibilitat** model «*ASICS Gel-Dedicate*», (Figura 3.19 apartat 3.4.2.1), sent per tant, aquesta combinació l'escollida per a la **Nova Proposta de tractament** que es planteja.

3.5.2. Procediment per a l'adquisició de dades amb la plataforma de forces

Les adquisicions es van realitzar amb la tècnica de plataforma de forces descoberta Wearing et al (173). Per tal de minimitzar l'efecte distorsionador, cada participant primerament va practicar la distància adequada de sortida que li feia encertar el peu sobre la plataforma, en funció de l'allargada de les seves passes i, un cop calculada, va estar caminant durant més de tres minuts amb la seva pròpia cadència, fins adquirir un patró de naturalitat, i deixant així d'estar pendent d'encertar.

Un cop cada participant va estar entrenat, es va procedir a realitzar les adquisicions de les dades dels quatre tractaments d'estudi. Per al seu inici, l'individu es va situar en el punt seleccionat de partida, i va efectuar totes les adquisicions mantenint la seva cadència de marxa

sense aturar-se; alhora, es van enregistrar totes les adquisicions des del pla sagital mitjançant una càmera sincronitzada amb la plataforma, coincidint la filmació de cada instant de les diferents fases de la marxa amb la quantificació de les forces que es produeixen.

Es van realitzar, per cada individu, les següent sèries:

- sense tractament, com a grup control
- amb la Falca Pronadora
- amb els *Gait Plates*
- amb talonera *Torqheel*
- amb les falques dissenyades per a la Nova Proposta

Per cada sèrie es van realitzar 20 adquisicions, el que suposa amb la suma dels 32 participants, un total de 640 adquisicions per cada tractament d'estudi.

3.5.3. Càlcul del MLV mitjançant la plataforma de forces

Les adquisicions dels passos sobre la plataforma de forces s'han realitzat amb una freqüència de 200 Hz.

El procés de càlcul de les forces per a l'obtenció del MLV ha estat el que ens descriuen amb detall Richards (128) i d'altres autors (132,135,136).

Per a la mesura de les forces de reacció, la plataforma d'entrada quantifica les que li arriben quan contacta el peu sobre la seva superfície en tres direccions –verticals **z**, mig-laterals **x** i anteroposteriors **y** (Figura 3.21a), mitjançant els senyals que capten els seus quatre sensors –1, 2, 3, 4– situats en els seus quatre costats (Figura 3.21b). El càlcul es realitza amb el següent procediment:

Per a la força mig lateral **F_x**, la plataforma capta els senyals següents:

- Força en direcció X mesurada pels sensor 1 + sensor 2 = f_{x12}
- Força en direcció X mesurada pels sensors 3 + sensor 4 = f_{x34}
- **La força mig lateral serà $F_x = f_{x12} + f_{x34}$**

Per a la força anteroposterior **F_y** capta els senyals següents:

- Força en direcció Y mesurada pels sensor 1 + sensor 4 = f_{y14}
- Força en direcció Y mesurada pels sensors 2 + sensor 3 = f_{y23}
- **La força anteroposterior serà $F_y = f_{y14} + f_{y23}$**

Per a la força vertical **F_z** capta els senyals següents:

- Força en direcció Z mesurada pels sensors 1+2+3+4 = $f_{z1} + f_{z2} + f_{z3} + f_{z4}$
- **La força vertical serà $F_z = f_{z1} + f_{z2} + f_{z3} + f_{z4}$**

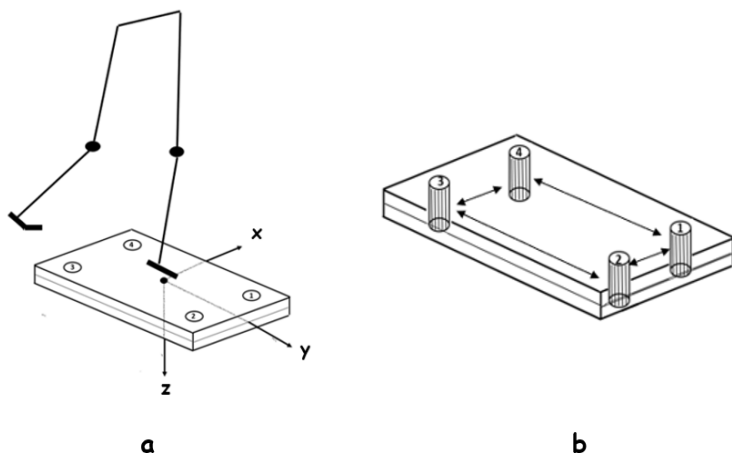


Figura 3.21. Forces que capten els 4 sensors de la plataforma.

a) Forces **x**, **y** i **z** que arriben a la plataforma en contactar el peu amb la seva superfície.

b) Sensors 1-2-3-4 situats en els quatre extrems que capten els senyals de les tres forces.

Durant el transcurs de la petjada del peu sobre la plataforma, van actuant conjuntament les tres forces en les tres direccions de l'espai, regulant la dinàmica de la marxa (Figura 3.22a). La integració de totes elles, donaran una força resultant **F** en un sol punt, al que denominem Centre de pressions –**CoP**– (129,133,134), el qual podem anar resseguint en una línia, al llarg de cada instant de la marxa, conforme va avançant el recolzament del peu (Figura 3.22b).

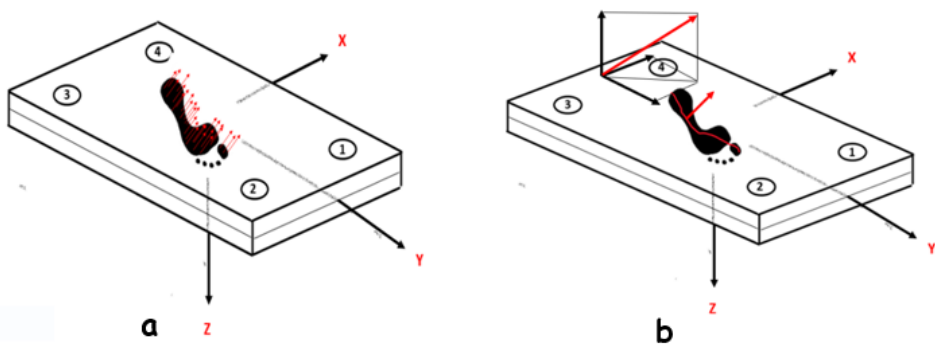


Figura 3.22. Centre de pressions –CoP– identificat per la plataforma de forces durant el recolzament del peu.

a) conjunt de forces que actuen.

b) Força resultat de totes les forces, dibuixant la línia del CoP

El càlcul del CoP s'efectua de la forma següent:

En primer lloc, s'ha de calcular el Moment –**M**– que produeixen cadascuna de les tres forces al llarg de cada eix (x, y, z); es necessita, per tant, saber les distàncies amb què actuen cadascuna d'elles, en base a $M = F \times d$, on d és la distància en què s'aplica. El punt de referència per al càlcul d'aquestes distàncies **serà el centre de la plataforma en dues direccions** (Figura 3.23):

- Mig lateral fins a l'alçada dels sensor 1-4 o 2-3, anomenant-la com **a**
- Anteroposterior fins a l'alçada dels sensors 1-2 o 3-4, anomenant-la com a **b**

El valor d'aquestes distàncies per aquesta plataforma BTS P-6000 serà:

- distància **a** = 164 mm
- distància **b** = 264 mm

El moment de les tres forces vindrà donat per la següent formulació:

- **$M_x = b \times (f_{z1} + f_{z2} - f_{z3} - f_{z4})$**
- **$M_y = a \times (-f_{z1} + f_{z2} + f_{z3} - f_{z4})$**
- **$M_z = b \times (-f_{x12} + f_{x34}) + a \times (f_{y14} - f_{y23})$**

Existeix una altra distància, l' **AZo** (Figura 3.23), que és la diferència vertical entre la superfície i el centre real de la plataforma on efectuen les mesures els sensors. Per a aquesta plataforma BTS P-6000, el seu valor és **AZo** = 26.5 mm. Aquesta distància és vertical i per tant afectarà el Moment anteroposterior **My** i el mig lateral **Mx**, però no el vertical **Mz**, per la qual cosa els dos primers hauran de ser recalculats en base a ella com a **Mx'** i **My'**, quedant el moviment de la seva acció sobre la superfície de la plataforma. El càlcul serà el següent:

- **$M_x' = M_x + F_y \times a_{z0}$**
- **$M_y' = M_y - F_x \times a_{z0}$**

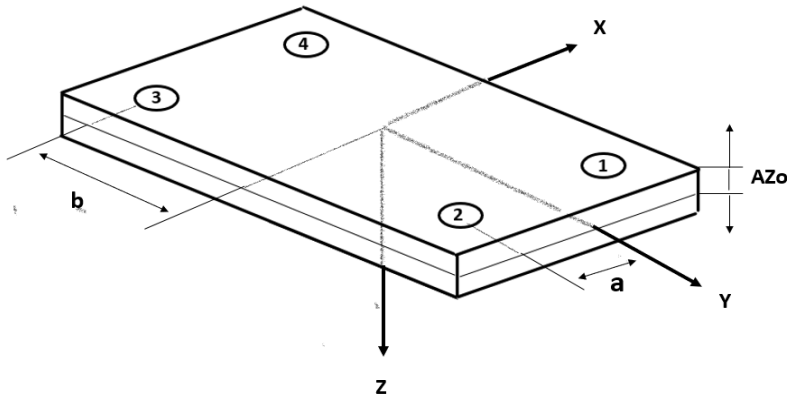


Figura 3.23. Distàncies de cada sensor al centre de la plataforma - a i b-, per al càlcul del Moment que produeix cada força. Distància vertical AZ_o entre la superfície i els sensors situats al centre de la plataforma.

Coneixent la força, direcció i el sentit del gir que produeix, es pot calcular el Centre de Pressió **CoP**, dividint els Moments que actuen sobre la plataforma $-M_x'$, M_y' – entre la força vertical **Z**; d'aquesta manera coneixerem el moment en el pla sagital i en el coronal (Figura 3.24) :

- $CoPx = M_y' / F_z$
- $CoPy = M_x' / F_z$

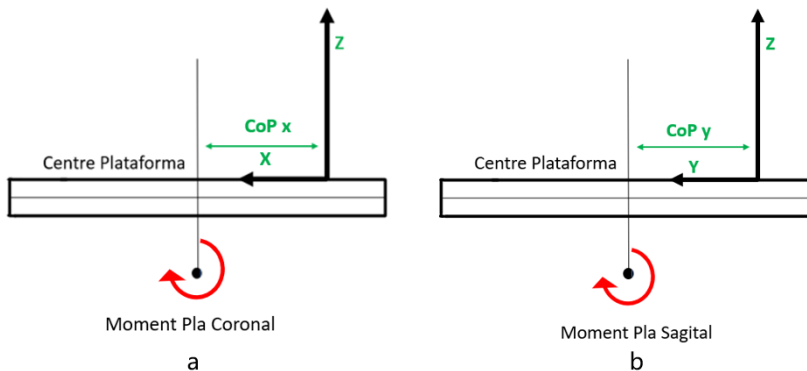


Figura 3.24. Imatge adaptada de Richards J (128)

- a) Càlcul del Moment que produeix el **CoPx** sobre el pla coronal.
b) Càlcul del Moment que produeix el **CoPy** sobre el pla sagital.

Finalment es calcula el Moment de torsió que es produeix de forma contrària a la força de fricció del terra, el qual actua sobre la superfície de la plataforma quedant representat en el pla transvers. La força resultant que surt del **CoP**, provocarà, sobre l'eix vertical **Z** de **referència situat al centre de la plataforma**, un Moment de torsió, el qual hem definit com a **MLV** (90,128,132,135-140) (apartat 1.7.2), el qual serà intern o extern en funció de la direcció de la seva aplicació (Figures 3.25 i 3.26).

El càlcul vindrà donat per la fórmula següent:

- $MLV = Mz - (Fy \times CoPx) + (Fx \times CoPy)$

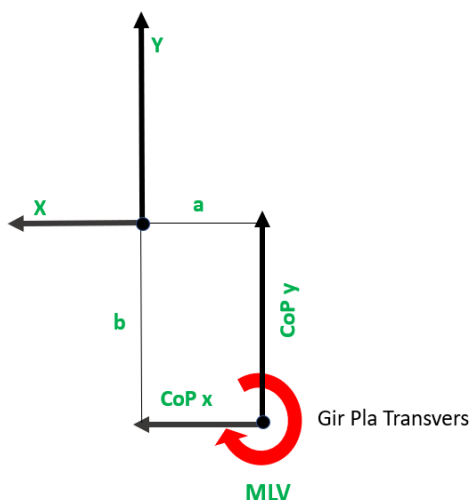


Figura 3.25. Imatge adaptada de Richards J (128).

Càlcul del Moment que produeix, en el pla transvers, el **CoPx** i el **CoPy** sobre l'eix vertical Z situat al centre de la plataforma.

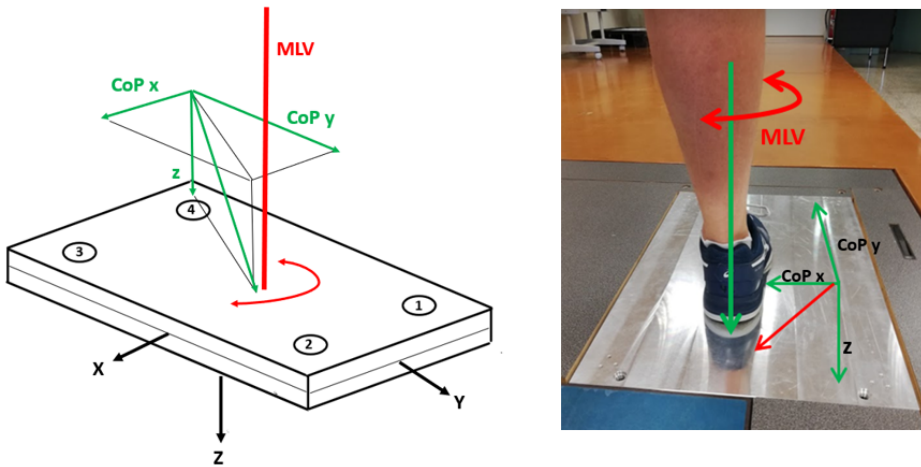


Figura 3.26. Moviment Lliure Vertical que provoca la força resultant que surt del CoP, sobre l'eix vertical situat en el centre de la plataforma

3.5.4 Càcul de l'APM

L'APM ha estat calculat amb la plataforma de forces, mitjançant l'angulació formada per la línia delimitada entre el primer punt del CoP en el contacte del taló i l'últim en l'enlairament del peu del terra, amb la línia de projecció de la marxa (Figura 3.27).



Figura 3.27. Càcul de l'APM mitjançant la plataforma de forces.

a) línia definida entre el primer i últim punt del CoP.

b) línia de progressió de la marxa

3.6. PROCEDIMENTS ESTADÍSTICS

3.6.1. Càlcul de la mida mostral

Per al càlcul de la grandària mostral, la falta d'evidència científica, en relació a aquest efecte, de les diferents intervencions avaluades pel càlcul formal de la grandària de la mostra, ens va fer decidir dur a terme un estudi pilot de factibilitat. Per a això es van reclutar 32 voluntaris sobre la base dels graus de llibertat mínims per a realitzar una anàlisi de la variància per a mesures repetides.

Amb 10 pacients per grup, sent $k=5$ grups i $r=10$ repeticions, disposaríem de més de 200 graus de llibertat (GL). Aquest número garantia poder avaluar les condicions d'execució de l'estudi i realitzar una primera estimació de l'efecte de la intervenció.

$$N \text{ per grup} = \frac{GL}{(k \cdot r) + 1}$$

Per detectar una diferència dintre del grup entre les 5 exploracions realitzades, amb una probabilitat d'error de tipus I del 5% i un error de tipus II del 20%, la mostra estudiada assegurava una potencia estadística major del 80%.

3.6.2. Grups d'estudi de la mostra

Dels 32 individus participants, 17 femenins i 15 masculins amb edats compreses entre 19 i 25 anys, s'han recollit les dades en 5 grups d'estudi:

- No Tractats, com a grup control
- amb el tractament *Gait plate*
- amb el tractament de Falca Pronadora al taló de la sabata
- amb el tractament de talonera *Torqheel*
- amb la Nova Proposta de tractament

Per cada tractament d'estudi, cada individu ha realitzat 20 adquisicions vàlides, tenint per tant, una mostra total de 640 adquisicions per cadascun dels tractaments que s'analitzen en aquest treball d'investigació, amb la variabilitat que aporten els 32 individus.

3.6.3. Objectius

3.6.3.1. Objectius principals

- Estudiar l'associació del MLV intern amb els tractaments d'estudi.
- Estudiar l'associació de l'APM- amb els tractaments d'estudi.

3.6.3.2. Objectius secundaris

- Estudiar una possible relació lineal entre el MLV intern i l'APM.

3.6.4. Variables d'estudi

3.6.4.1. Variables resposta:

- APM mesurat en Graus (°)
- MLV intern mesurat en Newton /metre (Nm)

La quantificació de les variables s'han expressat en % *Body Weigth* (%BW), per tal de poder fer la comparativa entre els resultats dels participants, mitjançant la formulació següent:

$$\%BW = \frac{\text{Força (N) o MLV (Nm)}}{\frac{\text{Pes (Kg)} \times \text{Gravetat (m/ s}^2\text{)}}{100}}$$

3.6.4.2. Variables explicatives:

- Nombre de passes
- Seqüència

- Tractaments d'anàlisi: 1- No Tractats, 2- *Gait plate*, 3- talonera *Torqheel*, 4- falca Pronadora i 3- la Nova Proposta.

3.6.5. Mètodes estadístics

3.6.5.1. Objectius principals:

Les anàlisis dels valors d'APM i MLV intern s'estructuraran en la forma següent:

- Estudi gràfic de la normalitat, d'asimetries i de la presència de possibles valors atípics mitjançant: Histograma i Densitat, Q-Q *plot*, *Boxplot* i Desviacions Estàndards –DE– de la Normalitat. En els gràfics es mostrarà el test de *shapiro wilks* per a la normalitat;. Seran eliminats els valors atípics.
- En els valors observats es descriurà:
 - N° d'individus: nombre de participants
 - N° d'observacions: nombre de valors a analitzar
 - Mitjana: Mitjana observada en la mostra
 - Interval de confiança al 95% ([IC95%]) : Ens mostra, amb una confiança del 95%, entre quins dos valors es troba la mitjana en la nostra població d'estudi. Ens indicarà la precisió de la nostra estimació de la mitjana, intervals de confiança amplis i ens parlarà de la imprecisió en l'estimació
 - Desviació Estàndard (DE) : Ens mostrarà la variabilitat de les nostres dades. Una DE baixa indica que la major part de les dades tendeixen a estar agrupades prop de la seva mitjana, mentre que una desviació estàndard alta indica que les dades agafen un rang més ampli de valors
- Figura amb l'estimació de la mitjana i [IC95%] dels resultats anteriors.

- Gràfic de densitat dels valors observats segons tractaments, que permet visualitzar la distribució de les dades en el rang de valors que pren. L'altura representarà la densitat de pacients amb un valor, per tant, els pics ajuden a mostrar on es concentren els valors. .
- Models mixtos amb clúster de pacient, per estudiar el comportament de la variable, tenint en compte la variabilitat associada als participants, pel fet que cadascú aporta més d'un valor. Aquests models també ens permetran estudiar la relació de la variable d'interès amb d'altres, corregint l'efecte individu, ja que ens possibiliten modelitzar les dades en presència d'observacions correlacionades. Es podrà estudiar com el tractament explica el valor observat, i alhora un possible efecte de l'ordre de les seqüències o/i les passes (efecte aprenentatge). En el cas d'observar un efecte de l'ordre de les seqüències i/o les passes, es seleccionarà un model ajustat per al tractament i l'efecte aprenentatge, permetent així la seva correcció.
- Taula amb els valors predits (esperats) per al model seleccionat. Aquesta taula permetrà comparar el valors predits en els individus quan no porten tractament, versus quan en porten algun dels proposats. Els valors proporcionats seran:
 - Mitjana esperada en No Tractats [IC95%] : Mitjana predita i [IC95%] en els participants No Tractats.
 - Mitjana esperada amb tractament [IC95%] : Mitjana predita i [IC95%] en els participants que porten tractament.
 - Diferència de mitjanes [IC95%] : En [IC95%], la diferència de la mitjana predita portant tractament amb la mitjana predita dels No Tractats. Diferències negatives ens indicaran una disminució de la mitjana amb tractament

respecte als No Tractats i diferències positives ens indicaran un augment de la mitjana amb tractament respecte als No Tractats

- p : p valor corregit pel test post-hoc de Tukey (comparacions múltiples)

*Interpretació de p : El p correspon al contrast de la hipòtesi nul·la - H_0 - amb l'alternativa - H_1 - :

- H_0 : Mitjana Tractament - Mitjana Sense tractament = 0
Mitjana Tractament = Mitjana Sense tractament
- H_1 : Mitjana Tractament - Mitjana Sense tractament $\neq$ 0
Mitjana Tractament $\neq$ Mitjana Sense tractament

Escollint de forma aleatòria un risc α del 0.05 si:

- $p < \alpha$ (0.05): Assumint un risc α conegut (0.05), rebutgem la H_0 i acceptem H_1 . És a dir, amb un risc α del 5% concloem que les mitjanes entre el portar tractament i no portar tractament, eren diferents.
- $p \geq \alpha$ (0.05): No tenim evidències per rebutjar la H_0 , per tant, no tenim evidències per assumir que hi havia diferències en la mitjana entre portar tractament i no portar-ne.
- Figura amb la mitjana predita i [IC95%] dels resultats anteriors.
- Figura amb la diferència mitjana predita i [IC95%] dels resultats anteriors.
- Taula amb els valors predits (esperats) pel model seleccionat. Aquesta taula ens permet comparar el valors predits en els individus No Tractats, amb *Gait plate*, amb la talonera *Torqueheel* i amb falca Pronadora, versus amb la Nova proposta. Els valors proporcionats seran:

- Mitjana esperada de la Nova Proposta [IC95%] : Mitjana predita i [IC95%] en els participants quan porten la Nova Proposta
- Mitjana esperada amb tractament [IC95%] : Mitjana predita i [IC95%] en els participants, quan estan tractats amb *Gait plate*, amb talonera *Torqheel* o amb falca Pronadora
- Diferència de mitjanes [IC95%] : En [IC95%], diferència entre la mitjana predita amb la Nova Proposta, i la mitjana predita amb No Tractats, amb *Gait plate*, amb talonera *Torqheel* o amb la falca Pronadora. Diferències negatives ens indicaran una disminució, en mitjana, de la Nova Proposta respecte als altres tractaments i diferències positives ens indicaran un augment, en mitjana, de la Nova Proposta respecte als altres tractaments.
- p : p valor corregit pel test post-hoc de Tukey (comparacions múltiples)

*Interpretació P-Valor: El p-valor correspon al contrast de la hipòtesis nul·la -Ho- amb l'alternativa -H1-:

- H_0 : Mitjana Nova Proposta - Mitjana Sense Tractament, *Gait plate*, *Torqheel* o Falca Pronadora = 0 Mitjana Nova Proposta = Mitjana Sense Tractament, *Gait plate*, *Torqheel* o Falca Pronadora.
- H_1 : Mitjana Nova Proposta - Mitjana Sense Tractament, *Gait plate*, *Torqheel* o Falca Pronadora $\neq 0$
- Mitjana Nova Proposta $\neq$ Mitjana Sense Tractament, *Gait plate*, *Torqheel* o Falca Pronadora.

Escollint de forma aleatòria un risc α del 0.05 si:

- $p < \alpha (0.05)$: Assumint un risc α conegut (0.05) rebutgem la H_0 i acceptem H_1 . És a dir, amb un risc α del 5%,

concloem que hi havia diferències entre la mitjana de la Nova Proposta i la mitjana de les altres propostes.

- $p \geq \alpha$ (0.05): No tenim evidències per rebutjar la H_0 , per tant, no tenim evidències per assumir que hi havia diferències, en mitjanes, entre la Nova Proposta i els altres tractaments.
- Figura amb la diferència entre les mitjanes predites i [IC95%], mostrada en els resultats anteriors.
- Taula amb la mitjana de la suma d'APM en cadascun dels participants, segons el tractament i [IC95%].
- *Boxplot* de la suma l'AMP en cadascun dels participants segons el tractament.
- Taula amb la mitjana de valors observats en cadascun dels participants, segons el tractament i [IC95%].
- *Boxplot* de la mitjana de valors observats en cadascun dels participants, segons el tractament.

3.6.5.2. *Objectius secundaris:*

Per estudiar una possible relació lineal entre el MLV intern i l'APM, s'estandarditzaran les variables d'estudi per poder treballar amb les mateixes unitats.

1. Es mostraran gràficament les dues variables en un núvol de punts *Scatter-Plot*. Cada punt representarà els valors que prenen les dues variables a la mateixa passa i a la mateixa seqüència d'un individu. Es representarà amb tots els tractaments en un mateix gràfic (identificant el tractament amb colors) i en un gràfic per tractament.
2. Si els gràfics mostren una possible associació lineal, es calcularà el coeficient de correlació.

3.6.6. Consideracions generals:

Les decisions estadístiques s'han portat a terme prenent com a nivell de significació el 0,05.

La lectura, la gestió i la validació de la base de dades s'ha realitzat mitjançant el paquet estadístic R versió 3.6.1 (2019-07-05) per a *windows*.

Per tal de preservar l'anonimat en el tractament de les dades dels participants, aquests s'han seqüenciat numèricament en funció de l'abecedari dels seus cognoms.

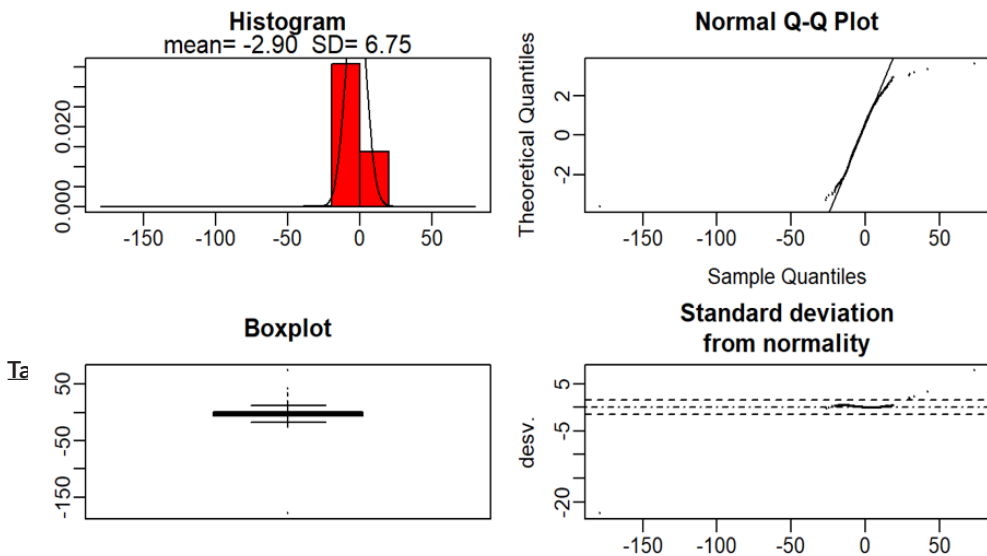
4. RESULTATS

4. RESULTATS

4.1. ANÀLISIS ESTADÍSTICA DE L'ANGLE DE PROGRESSIÓ DE LA MARXA

4.1.1. Estudi gràfic de la normalitat de l'APM, d'asimetries i de la presència de possibles valors atípics

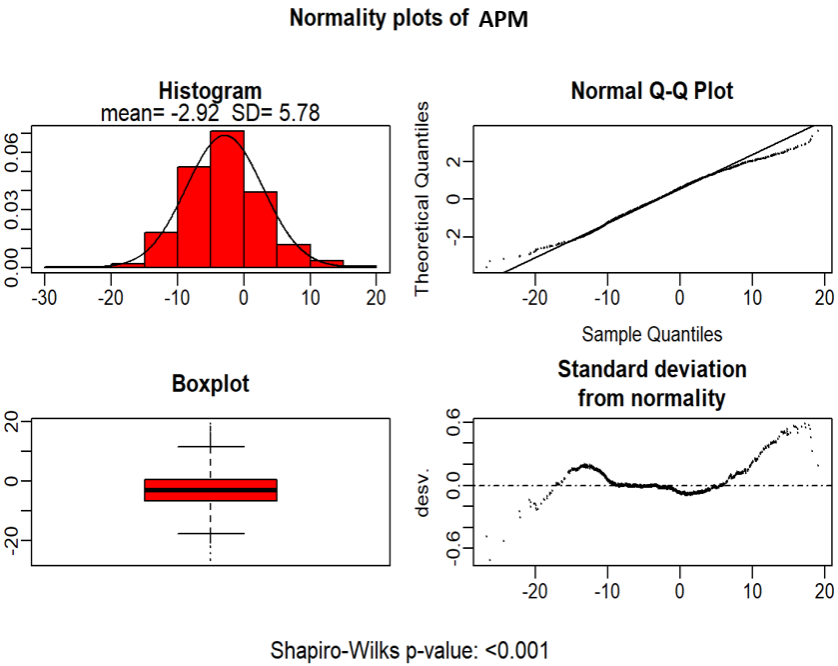
Normality plots of APM



Shapiro-Wilks p-value: <0.001

Inicialment, en l'histograma s'evidencien valors atípics

S'eliminen els valors atípics 73.8, 41.8, 33.1, 30.1, 29.6 i -178.7, equilibrant-se la corba de normalitat.



4.1.2. Estimació de la mitjana i de l'interval de confiança al 95%, dels valors observats de l'APM en els No Tractats i en els quatre tractaments d'estudi (Taula 4.1), (Gràfic 4.1 i 4.2)

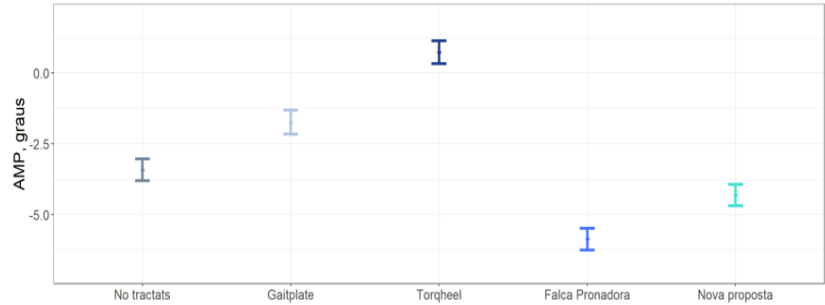
Taula 4.1. Mitjana observada –IC [95%]– d’APM (en graus)

Tractament	n° observacions	n° individus	Mitjana	[IC95%]	D.S.
No Tractats	664	32	-3.42	[-3.81;-3.03]	5.09
<i>Gait plate</i>	703	32	-1.74	[-2.16;1.32]	5.66
<i>Torqheel</i>	696	31	0.74	[0.33;1.15]	5.47
F. Pronadora	700	32	-5.87	[-6.26;-5.48]	5.22
Nova proposta	700	32	-4.31	[-4.69;-3.93]	5.12

Els tractaments de menys a més graus d'APM en mitjana varen ser:

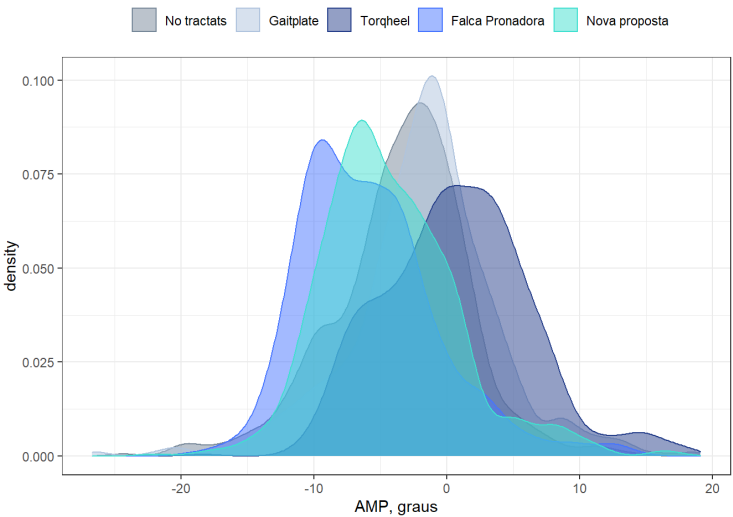
- **Falca Pronadora:** Es disposava de 700 observacions de 32 individus. La mitjana (desviació estàndard –DE–) d'AMP va ser de -5.87 ([-6.26; -5.48]) graus. L'interval de confiança al 95% –[IC95%]– era 5.22, és a dir, amb una confiança del 95%, el valor en mitjana d'AMP en els individus amb falca Pronadora estava entre -6.26 i -5.48 graus.
- **Nova Proposta:** Es disposava de 700 observacions de 32 individus. La mitjana (DE) d'AMP va ser de -4.31([-4.69;-3.93]). L'interval de confiança al 95%: 5.12, és a dir, amb una confiança del 95%, el valor en mitjana d'AMP en els individus amb la Nova Proposta estava entre -4.69 i -3.93 graus.
- **No Tractats:** Es disposava de 664 observacions de 32 individus. La mitjana (DE) d'AMP va ser de -3.42([-3.81;-3.03]) graus. L'interval de confiança al 95% era 5.09, és a dir, amb una confiança del 95%, el valor en mitjana d'AMP en els individus no tractats estava entre -3.81 i -3.03 graus.
- **Gaitplate:** Es disposava de 703 observacions de 32 individus. La mitjana (DE) d'AMP va ser de -1.74([-2.16;-1.32]). L'interval de confiança al 95% era 5.66, és a dir, amb una confiança del 95%, el valor en mitjana d'AMP en els individus amb *Gait plate* estava entre -2.16 i -1.32 graus.
- **Torqheel:** Es disposava de 696 observacions de 31 individus. La mitjana (DE) d'AMP va ser de 0.74([0.33;1.15]) graus. L'interval de confiança al 95% era 5.47, és a dir, amb una confiança del 95%, el valor en mitjana d'AMP en els individus amb Torqheel estava entre 0.33 i 1.15 graus.

En el (Gràfic 4.1), es presenten les mitjanes observades de l'APM, amb l'interval de confiança del 95%, dels No tractats i dels tractaments d'estudi –*Gait plate*, *Torqheel*, falca Pronadora i la Nova Proposta– descrits en la (Taula 3.1).



Gràfic 4.1. Mitjana observada –IC(95%)– de l'APM dels No Tractats i dels quatre tractaments

Els (Gràfic 4.2) de densitat ens mostren com es distribuïen els valors d'AMP segons tractament, en la forma que l'altura representa la densitat de pacients amb un valor d'AMP. Per exemple, els valors d'AMP amb tractament *Torqheel* es concentraven entre 0 i 10; en canvi, els valors d'AMP amb tractament de f. Pronadora es concentraven entre -15 i 0.



Gràfic 4.2. Densitat de l'APM en No Tractats i en els quatre tractaments

Taula 4.2. Models mixtos amb clúster per pacient de l'APM (mesurat en graus)

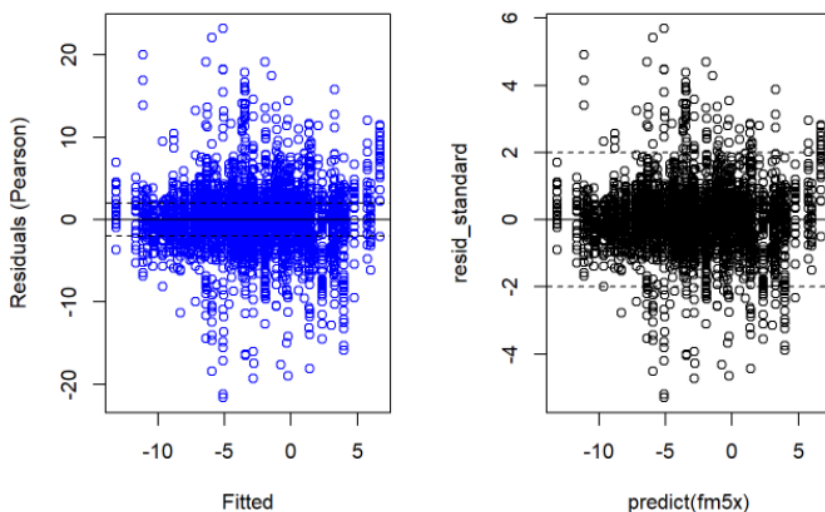
<i>Predictors</i>	Model A				Model B			
	<i>Estimates</i>	<i>std. Error</i>	<i>CI</i>	<i>p</i>	<i>Estimates</i>	<i>std. Error</i>	<i>CI</i>	<i>p</i>
Intercept	-4.56	0.83	-6.19 – -2.92	<0.001	-4.56	0.81	-6.15 – -2.97	<0.001
Seqüència 2 vs 1	0.15	0.29	-0.42 – 0.72	0.607				
Passos	-0.02	0.03	-0.08 – 0.04	0.500				
Gaitplate vs No tractats	1.63	0.22	1.19 – 2.06	<0.001	1.63	0.22	1.19 – 2.06	<0.001
Torqheel vs No tractats	4.32	0.22	3.89 – 4.76	<0.001	4.32	0.22	3.88 – 4.76	<0.001
Falca Pronadora vs No tractats	-2.36	0.22	-2.80 – -1.93	<0.001	-2.36	0.22	-2.80 – -1.93	<0.001
Nova proposta vs No tractats	-0.86	0.22	-1.29 – -0.42	<0.001	-0.86	0.22	-1.29 – -0.42	<0.001
Home vs dona	2.34	1.17	0.05 – 4.62	0.045	2.34	1.17	0.05 – 4.62	0.045
Seqüència 2 * passos	0.01	0.04	-0.07 – 0.10	0.765				
Random Effects								
σ^2	16.79				16.79			
τ_{00}	10.68 _{id}				10.69 _{id}			
ICC	0.39				0.39			
N	32 _{id}				32 _{id}			
Observations	3463				3463			
Marginal R ² / Conditional R ²	0.193 / 0.507				0.193 / 0.507			
AIC	19760.165				19744.893			

4.1.3. Models mixtos amb clúster de l'APM per pacient(Taula 4.2)

1. Amb el model A descartem un efecte de l'ordre de les passos (Coeficient [IC95%]:-0.02 [-0.08;0.04]) i de les seqüències (Coeficient [IC95%]:0.15 [-0.42;0.72]) i en els valors d'AMP.
2. Seleccionem el model B, amb la variable tractament com explicativa. Veiem que tots els tractaments explicaven de forma estadística significativa el valor d'AMP. El *Torqheel*

(coeficient [IC95%]:4.32 [3.88;4.76]) i el *Gait plate* (coeficient [IC95%]:1.63 [1.19;2.06]) incrementen els graus d'AMP respecte als No Tractats . S'esperaven menys graus d'AMP amb la Nova Proposta respecte als No Tractats (coeficient [IC95%]:-0.86 [-1.29;-0.42]) i també amb la falca Pronadora (coeficient [IC95%]:-2.36 [-2.8;-1.93]) .

3. Amb el model B seleccionat, es corregeix l'efecte individu quantificant-lo amb l'ICC, el qual resulta ser de 0.41; ens indicaria que un 41% de la variabilitat dels graus d'AMP s'explicaven pel propi individu, sent aquest resultat acceptable.
4. A continuació s'estudien els residus no estandarditzats i estandarditzats del model seleccionat, per tal de confirmar que el nostre model ens dona les estimacions dels valors amb el mínim d'error possible (Gràfic 4.3):



Gràfic 4.3. Residus no estandarditzats i estandarditzats del model seleccionat

5. Comparació del model seleccionat amb sexe i sense sexe (Taula 4.3):

Taula 4.3. Comparativa mitjançant el test de likelihood ratio amb sexe i sense sexe.

```
## Data: dat
## Models:
## fm60: fpa ~ metode2 + (1 | id)
## fm6: fpa ~ metode2 + sexe + (1 | id)
##      npar   AIC   BIC logLik deviance  Chisq Df Pr(>Chisq)
## fm60    7 19744 19787 -9864.9    19730
## fm6     8 19742 19791 -9862.9    19726 4.0162  1    0.04506 *
## ---
## Signif. codes:  0 '***' 0.001 '**' 0.01 '*' 0.05 '.' 0.1 ' ' 1
```

El test de *likelihood ratio* ens indica que el model amb sexe és significativament millor.

6. Predicció de l'APM amb diferenciació del sexe, per al model No Tractats i per als quatre models de tractament (Taula 4.4):

Taula 4.4. APM predit per a cada tractament i per als No Tractats i diferenciats per sexe (mesurat en graus).

Tractament	Home	Dona
No tractats	-2.23 [-3.92; -0.54]	-4.56 [-6.15; -2.97]
<i>Gait plate</i>	-0.6 [-2.29; 1.09]	-2.94 [-4.53; -1.35]
<i>Torqueheel</i>	2.09 [0.4; 3.78]	-0.24 [-1.83; 1.35]
Falca Pronadora	-4.59 [-6.28; -2.9]	-6.93 [-8.51; -5.34]
Nova Proposta	-3.08 [-4.77; -1.4]	-5.42 [-7.01; -3.83]

4.1.4. Comparativa de la mitjana de l'APM dels quatre tractaments d'estudi versus als No Tractats (Taula 4.5), (Gràfic 4.4 i 4.5)

Taula 4.5. APM predit (mesurat amb graus) i P * post-hoc

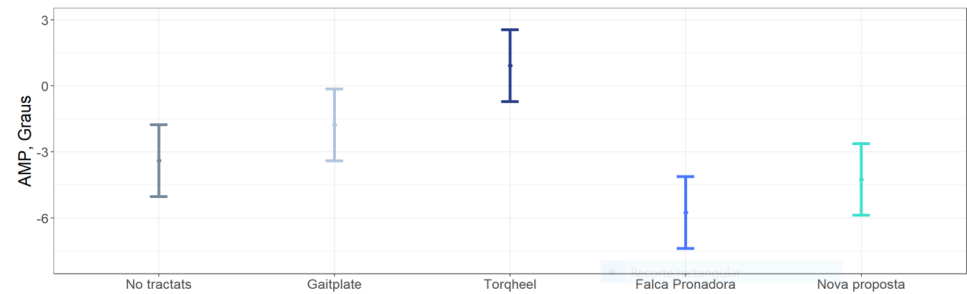
Tractaments	Mitjana esperada No tractats [IC95%]	Mitjana esperada amb tractament [IC95%]	Diferència de mitjanes [IC95%]	P *
<i>Gait plate</i> versus No Tractats	-3.39 [-5.03;-1.76]	-1.77 [-3.4;-0.14]	1.63 [1.02;2.23]	<0.01
<i>Torqheel</i> versus No tractats	-3.39 [-5.03;-1.76]	0.93 [-0.71;2.56]	4.32 [3.71;4.93]	<0.01
F. Pronadora versus No tractats	-3.39 [-5.03;-1.76]	-5.76 [-7.39;-4.12]	-2.36 [-2.97;-1.76]	<0.01
Nova Proposta versus No Tractats	-3.39 [-5.03;-1.76]	-4.25 [-5.89;-2.62]	-0.86 [-1.46;-0.25]	<0.01

*p-valor corregit amb Tukey

A partir del model B es calculen els graus mitjans predits en cadascun dels tractaments, permetent calcular les diferències en mitjana de graus de portar tractament respecte de no portar-lo (Taula 4.5). El model predeia una diferència de mitjanes [IC95%] d'1.63 [1.02;2.23] graus més amb el tractament *Gait plate* i de 4.32 [3.71;4.93] graus més amb el *Torqheel*, respecte als No Tractats. En canvi, predeia que hi hagués una disminució en mitjana [IC95%] de -0.86 [-1.46;-0.25] graus amb la Nova Proposta de tractament, i de -2.36 [-2.97;-1.76] amb la falca Pronadora, respecte No Tractats. En concret:

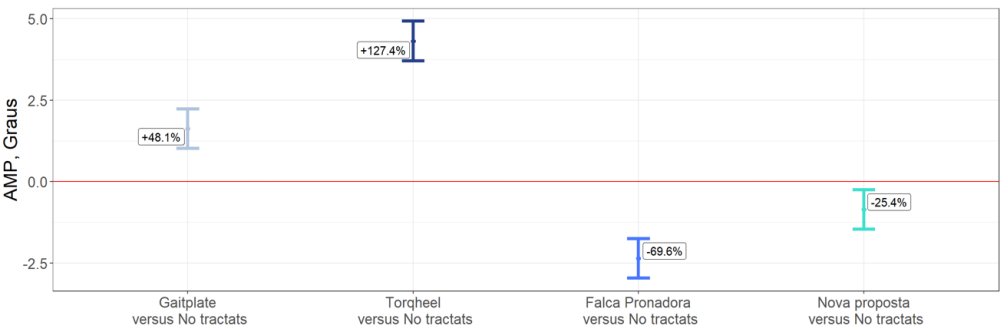
- ***Gait plate* versus No Tractats:** El model prediu una mitjana [IC95%] d'AMP de -3.39 [-5.03;-1.76] graus en els No Tractats i de -1.77 [-3.4;-0.14] graus amb *Gait plate*. Amb un $p < 0.01$, assumint un risc α del 5%, concloem que hi havia diferències entre mitjanes d'AMP entre els tractats amb *Gait plate* i els No tractats. El model estimava un augment en mitjana d'1.63 (+48.1%) graus, aquesta diferència estava amb una confiança del 95% entre 1.02 i 2.23 graus.

- **Torqheel versus No Tractats:** El model prediu una mitjana [IC95%] d'AMP de -3.39 [-5.03;-1.76] graus «Sense tractament» i de 0.93 [-0.71;2.56] graus amb Torqheel. Amb un $p < 0.01$, assumint un risc α del 5%, concloem que hi havia diferències entre mitjanes d'AMP entre els tractats amb Torqheel i els No tractats. El model estimava un augment en mitjana de 4.32 (+127.4%) graus; aquesta diferència estava amb una confiança del 95% entre 3.71 i 4.93 graus.
- **Falca Pronadora versus No Tractats:** El model prediu una mitjana [IC95%] d'AMP de -3.39 [-5.03;-1.76] graus sense tractament i de -5.76 [-7.39;-4.12] graus amb la falca Pronadora. Amb un $p < 0.01$, assumint un risc α del 5%, concloem que hi havia diferències entre mitjanes d'AMP entre els tractats amb la falca Pronadora i els No tractats. El model estimava una disminució en mitjana de -2.36 (-69.6%) graus; aquesta diferència estava amb una confiança del 95% entre -2.97 i -1.76 graus.
- **Nova Proposta versus No Tractats:** El model prediu una mitjana [IC95%] d'AMP de -3.39 [-5.03;-1.76] graus en els No Tractats i de -4.25 [-5.89;-2.62] graus amb la Nova Proposta. Amb un $p < 0.01$, assumint un risc α del 5%, concloem que hi havia diferències entre mitjanes d'AMP entre els tractats amb Nova Proposta i els No tractats. El model estimava una disminució en mitjana de -0.86 (-25.4%) graus; aquesta diferència estava amb una confiança del 95% entre -1.46 i -0.25 graus.



Gràfic 4.4. Mitjana predita de l'APM amb [IC95%] dels No Tractats i dels quatre tractaments

En el (Gràfic 4.4) observem la mitjana de graus predita, amb un [IC95%], per als models No Tractats i en cadascun dels tractaments, presentat a la (Taula 4.5).



Gràfic 4.5. Diferència predita de les mitjanes de l'APM [IC95%] de cadascun dels quatre tractaments versus als No tractats

En el (Gràfic 4.5), observem la diferència predita, en graus i en percentatge, amb un [IC95%] de tots els tractaments d'estudi –*Gait plate*, *Torqheel*, falca Pronadora i la Nova Proposta–, respecte als No Tractats, i que està presentada en la (Taula 4.5).

4.1.5. Comparativa de la mitjana de l'APM de la Nova Proposta versus als No Tractats, *Gait plate*, *Torqheel* i la falca Pronadora (Taula 4.6) (Gràfic 4.6)

Taula 4.6. APM (mesurat amb graus) i P * post-hoc

Tractaments	Mitjana Nova proposta[IC95%]	Mitjana amb tractament [IC95%]	Diff [IC95%]	<i>p</i> *
Nova Proposta versus No tractats	-4.25 [-5.89;-2.62]	-3.39 [-5.03;-1.76]	-0.86 [-1.46;-0.25]	<0.01
Nova Proposta versus <i>Gait plate</i>	-4.25 [-5.89;-2.62]	-1.77 [-3.4;-0.14]	-2.48 [-3.08;-1.89]	<0.01
Nova Proposta versus <i>Torqheel</i>	-4.25 [-5.89;-2.62]	0.93 [-0.71;2.56]	-5.18 [-5.78;-4.58]	<0.01
Nova Proposta versus f. Pronadora	-4.25 [-5.89;-2.62]	-5.76 [-7.39;-4.12]	1.5 [0.91;2.1]	<0.01

*p-valor corregit amb Tukey

A partir del model B dels models mixtos amb clúster de pacient, es calculen els graus mitjans predits en cadascun dels tractaments, permetent calcular les diferències, en mitjana de graus, de la Nova Proposta de tractament respecte als No Tractats i als tractaments *Gait plate*, *Torqheel* i falca Pronadora (Taula 4.6).

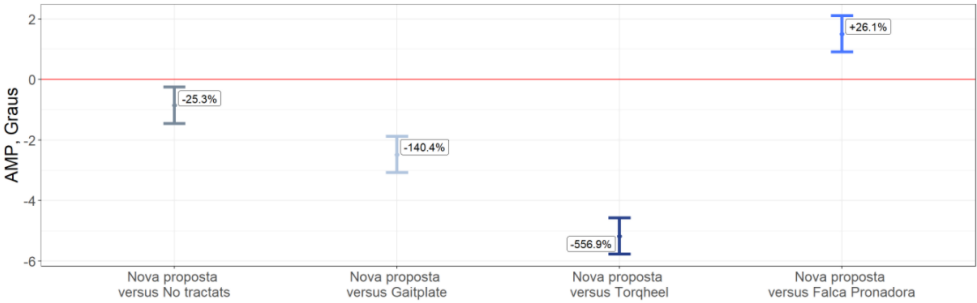
Amb la Nova Proposta s'esperava una diferència mitjana [IC95%] de -0.86 [-1.46;-0.25] graus menys que en els No tractats, de -2.48 [-3.08;-1.89] graus menys que amb el *Gait plate* i de -5.18 [-5.78;-4.58] graus menys que amb el *Torqheel*. En canvi, s'esperava un augment en mitjana [IC95%] de 1.5 [0.91;2.1] graus amb la Nova Proposta respecte a la falca Pronadora.

- **Nova Proposta versus No Tractats:** El model prediu una mitjana [IC95%] d'AMP de -4.33 [-5.89;-2.62] graus amb la Nova Proposta i de -3.47 [-5.03;-1.76] graus en els No Tractats. Amb un *p* <0.01, assumint un risc α del 5%, concloem que hi havia diferències entre mitjanes d'AMP entre els tractats amb la Nova Proposta i els No tractats. El model estimava

una disminució en mitjana amb la Nova Proposta de -0.86 (-25.3%) graus; aquesta diferència estava amb una confiança del 95% entre -1.46 i -0.25 graus.

- **Nova Proposta versus *Gait plate*:** El model prediu una mitjana [IC95%] d'AMP de -4.33 [-5.89;-2.62] graus amb la Nova Proposta i de -1.84 [-3.4;-0.14] graus amb el tractament *Gait plate*. Amb un $p < 0.01$, assumint un risc α del 5%, concloem que hi havia diferències entre mitjanes d'AMP entre la Nova Proposta i el *Gait plate*. El model estimava una disminució en mitjana amb la Nova Proposta de -2.48 (-140.4%) graus; aquesta diferència estava amb una confiança del 95% entre -3.08 i -1.89 graus.
- **Nova proposta versus *Torqheel*:** El model prediu una mitjana [IC95%] d'AMP de -4.33 [-5.89;-2.62] graus amb la Nova Proposta i de 0.93 [-0.71;2.56] graus amb el tractament *Torqheel*. Amb un $p < 0.01$, assumint un risc α del 5%, concloem que hi havia diferències entre mitjanes d'AMP entre els tractats amb la Nova Proposta i els tractats amb *Torqheel*. El model estimava una disminució en mitjana amb la Nova Proposta de -5.18 (-556.9%) graus; aquesta diferència estava amb una confiança del 95% entre -5.78 i -4.58 graus.
- **Nova Proposta versus falca Pronadora:** El model prediu una mitjana [IC95%] d'AMP de -4.33 [-5.89;-2.62] graus amb la Nova Proposta i de 0.93 [-0.71;2.56] graus amb la falca Pronadora. Amb un $p < 0.01$, assumint un risc α del 5%, concloem que hi havia diferències entre mitjanes d'AMP entre els tractats amb la Nova Proposta i els tractats amb la falca Pronadora. El model estimava un augment en mitjana amb la Nova Proposta d'1.5 (+26.1%) graus; aquesta diferència estava amb una confiança del 95% entre 0.91 i 2.1 graus.

En el (Gràfic 4.6) observem la diferència amb graus i percentatges, amb un [IC95%], de les mitjanes predites pel model de la Nova Proposta respecte als No tractats i als altres tres tractaments d'estudi –*Gait plate*, *Torqheel* i falca Pronadora–, presentades en la (Taula 4.6).



Gràfic 4.6. Diferència de les mitjanes [IC95%] en graus i en percentatge, de l'APM predit de la Nova Proposta respecte als No tractats i al Gait Plate, Torqheel i la falca Pronadora

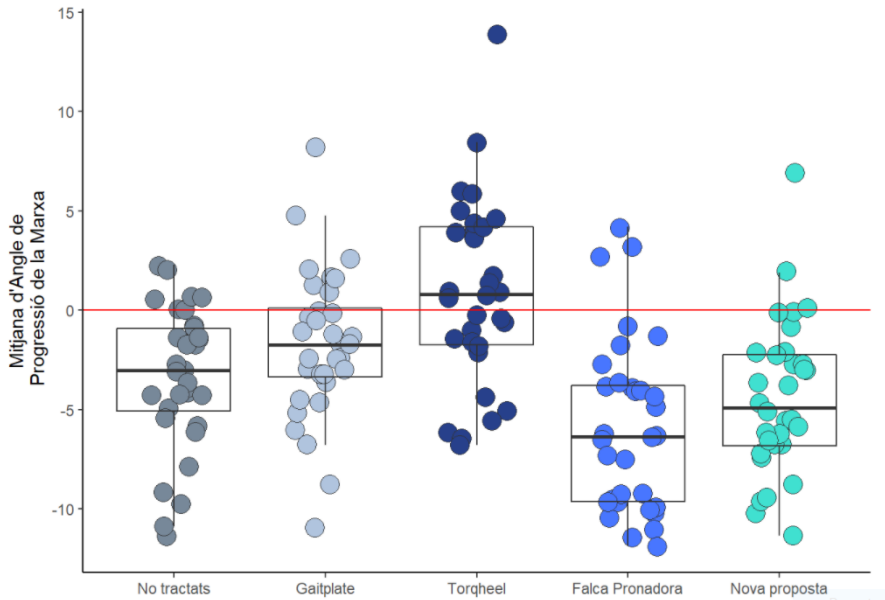
4.1.6. Mitjana observada de l'APM en el model de No Tractats i en el dels quatre tractaments d'estudi, i comparativa visionada amb un gràfic *Box-Plot* (Taula 3.7), (Gràfic 4.7)

Taula 4.7. Mitjana observada i IC [IC95%] de l'APM (mesurat en graus)

Tractament	nº individus	nº passos	Mitjana passos	Mitjana [IC95%]
No Tractats	32	664	20.8	-3.37 [-4.66;-2.08]
<i>Gait plate</i>	32	703	22	-1.74 [-3.1;-0.38]
<i>Torqheel</i>	31	696	22.5	0.83 [-0.89;2.56]
F. Pronadora	32	700	21.9	-5.88 [-7.46;-4.31]
Nova Proposta	32	700	21.9	-4.39 [-5.78;-3]

- **No Tractats:** Es disposa del valor d'APM No Tractats de 32 participants que aporten 664 passos i que cadascun d'ells va fer en mitjana 20.8 passos. En mitjana [IC95%], la mitjana d'APM per pacient va ser de -3.37 [-4.66;-2.08] graus.
- **Gait plate:** Es disposa del valor d'APM amb el tractament *Gait plate* de 32 participants que aporten 703 passos i que cadascun d'ells va fer en mitjana 22 passos. En mitjana [IC95%], la mitjana d'APM per pacient va ser de -1.74 [-3.1;-0.38] graus.
- **Torqueheel:** Es disposa del valor d'APM amb el tractament *Torqueheel* de 31 participants que aporten 696 passos i que cadascun d'ells va fer en mitjana 22.5 passos. En mitjana [IC95%], la mitjana d'APM per pacient va ser de 0.83 [-0.89;2.56] graus.
- **Falca Pronadora:** Es disposa del valor d'APM amb el tractament de falca Pronadora de 32 participants que aporten 700 passos i que cadascun d'ells va fer en mitjana 21.9 passos. En mitjana [IC95%], la mitjana d'AMP per pacient va ser de -5.88 [-7.46;-4.31] graus.
- **Nova Proposta:** Es disposa del valor d'APM amb la Nova Proposta de tractament de 32 participants que aporten 700 passos i que cadascun d'ells va fer en mitjana 21.9 passos. En mitjana [IC95%], la mitjana d'AMP per pacient va ser de -4.39 [-5.78;-3] graus.

En el (Gràfic 4.7) de les dades de la (Taula 4.7), veiem que el Torqheel és el tractament que, en mitjana, aconseguix obrir més l'APM en referència als que no porten tractament, seguit pel *Gait plate*. La falca Pronadora, seguida de la Nova Proposta, provoquen un empitjorament dels resultats en referència als No Tractats.

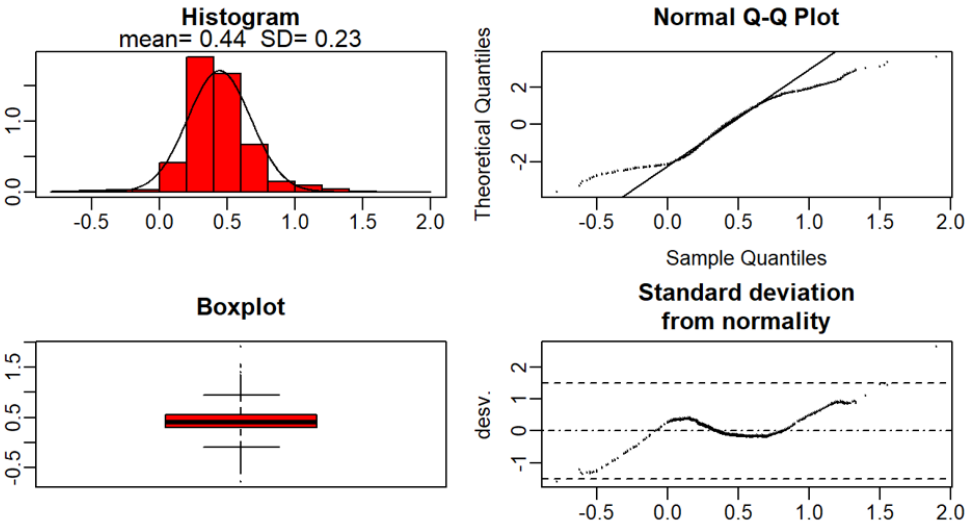


Gràfic 4.7. Comparativa de la Mitjana de l'APM mesurada en graus, dels No Tractats i dels quatre tractaments.

4.2. ANÀlisi ESTADÍSTICA DEL MOMENT LLIURE VERTICAL INTERN

4.2.1. Estudi gràfic de la normalitat, d'asimetries i de la presència de possibles valors atípics del MLV intern

Normality plots of MLV intern



Shapiro-Wilks p-value: <0.001

4.2.2. Estimació de la mitjana, amb [IC95%], dels valors observats del MLV intern en els No Tractats i en els quatre tractaments d'estudi (Taula 4.8), (Gràfic 4.8 i 4.9)

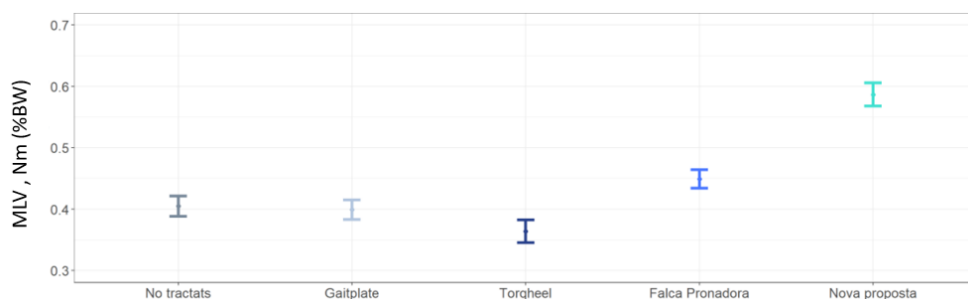
Taula 4.8. Mitjana observada del MLV intern, mesurada en Nm (%BW) i [IC95%] dels No Tractats i dels quatre tractaments

Tractament	n° observacions	n° individus	Mitjana	[IC95%]	D. S.
No Tractats	664	32	0.4	[0.39;0.42]	0.22
<i>Gait plate</i>	683	32	0.4	[0.38;0.41]	0.21
<i>Torqheel</i>	672	31	0.36	[0.35;0.38]	0.24
F. Pronadora	694	32	0.45	[0.43;0.46]	0.2
Nova Proposta	687	32	0.59	[0.57;0.61]	0.25

Els tractaments de menys a més Nm (%BW) de MLV intern en mitjana van ser:

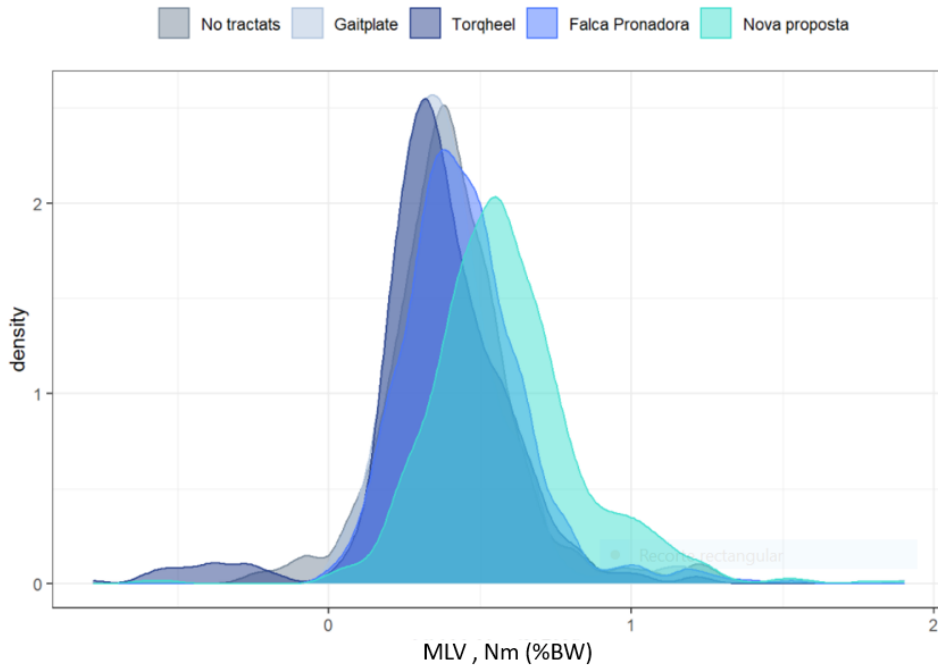
- ***Torqheel***: Es disposava de 672 observacions de 31 individus. La mitjana (DE) de MLV intern va ser de 0.36 ([0.35;0.38]) Nm (%BW). El [IC95%] era 0.24, és a dir, amb una confiança del 95%; el valor en mitjana de MLV intern en els individus amb *Torqheel* estava entre 0.35 i 0.38 Nm (%BW).
- **No Tractats**: Es disposava de 664 observacions de 32 individus. La mitjana (DE) de MLV intern va ser de 0.4 ([0.39;0.42]) Nm (%BW). El [IC95%] era 0.22, és a dir, amb una confiança del 95%, el valor en mitjana de MLV intern en els individus No Tractats estava entre 0.39 i 0.42 Nm (%BW).
- ***Gait plate***: Es disposava de 683 observacions de 32 individus. La mitjana (DE) de MLV intern va ser de 0.4 ([0.38;0.41]). L'interval de confiança al 95% era 0.21, és a dir, amb una confiança del 95%, el valor en mitjana de MLV intern en els individus amb *Gait plate* estava entre 0.38 i 0.41 Nm (%BW).

- **Falca Pronadora:** Es disposava de 694 observacions de 32 individus. La mitjana (DE) de MLV intern va ser de 0.45 ([0.43;0.46]) Nm (%BW). El [IC95%] era 0.2, és a dir amb, una confiança del 95%, el valor en mitjana de MLV intern en els individus amb falca Pronadora estava entre 0.43 i 0.46 Nm (%BW).
- **Nova Proposta:** Es disposava de 687 observacions de 32 individus. La mitjana (DE) de MLV intern va ser de 0.59 ([0.57;0.61]). L'interval de confiança al 95% era 0.25, és a dir, amb una confiança del 95%, el valor en mitjana de MLV intern en els individus amb la Nova Proposta estava entre 0.57 i 0.61 Nm (%BW).



Gràfic 4.8. Mitjana observada del MLV intern, amb [IC95%], dels No Tractats i dels quatre tractaments

En el (Gràfic 4.8) es presenten les mitjanes, amb un interval [IC95%], dels No Tractats i dels tractaments d'estudi *Gait plate*, *Torqheel*, falca Pronadora i la Nova Proposta, de la (Taula 4.8).



Gràfic 4.9. Densitat del MLV intern en els No Tractats i en els quatre tractaments d'estudi

Els (Gràfics 4.9) de densitat ens mostren com es distribuïen els valors de MLV intern en els No Tractats i en els quatre tractaments d'estudi –*Gait plate*, *Torqheel*, falca Pronadora i Nova Proposta–. L'altura representa la densitat de pacients amb un valor de MLV intern. Per exemple, els valors de MLV intern amb la Nova Proposta es concentren entre 0 i 1.

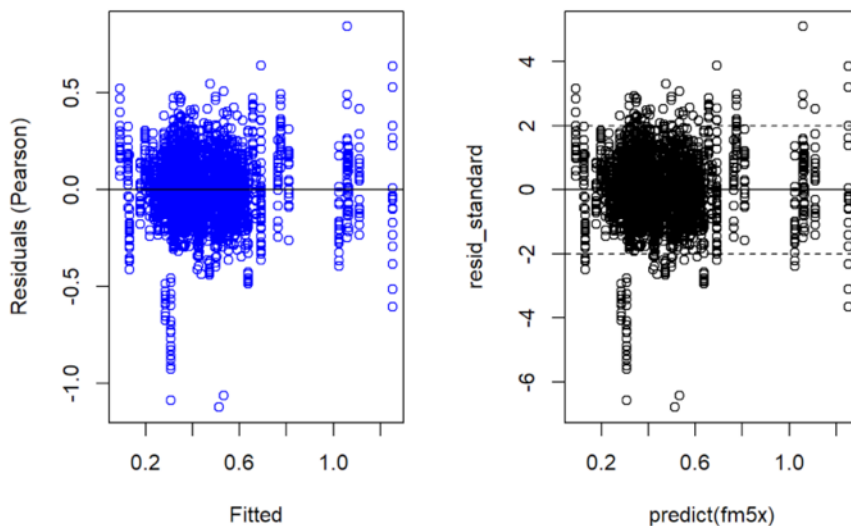
4.2.3. Models mixtos amb clúster per pacient del MLV intern
(Taula 4.9 i 4.10) (Gràfic 4.10)

Taula 4.9. Models mixtos amb clúster per pacient del MLV intern (mesurat en Nm (%BW))

<i>predictors</i>	Model A				Model B			
	<i>estimació</i>	<i>error std</i>	<i>IC</i>	<i>p</i>	<i>estimació</i>	<i>error std</i>	<i>IC</i>	<i>p</i>
Intercept	0.45	0.04	0.37 – 0.53	<0.001	0.42	0.04	0.35 – 0.50	<0.001
Seqüència 2 vs 1	-0.02	0.01	-0.04 – 0.00	0.113				
Passos	-0.00	0.00	-0.01 – 0.00	0.011				
Gaitplate vs No tractats	-0.01	0.01	-0.02 – 0.01	0.500	-0.01	0.01	-0.02 – 0.01	0.458
Torqheel vs No tractats	-0.04	0.01	-0.06 – 0.02	<0.001	-0.04	0.01	-0.06 – 0.02	<0.001
Falca Pronadora vs No tractats	0.05	0.01	0.03 – 0.07	<0.001	0.05	0.01	0.03 – 0.06	<0.001
Nova proposta vs No tractats	0.19	0.01	0.17 – 0.20	<0.001	0.19	0.01	0.17 – 0.20	<0.001
Home vs dona	-0.04	0.06	-0.15 – 0.07	0.489	-0.04	0.06	-0.15 – 0.07	0.489
Seqüència 2 * passos	0.00	0.00	-0.00 – 0.01	0.371				
Efectes Randomitzats								
σ^2	0.03			0.03				
τ_{00}	0.03 _{id}			0.03 _{id}				
ICC	0.48			0.48				
N	32 _{id}			32 _{id}				
Observations	3400			3400				
Marginal R ² / Conditional R ²	0.115 / 0.540			0.113 / 0.540				
AIC	-2336.051			-2362.828				

1. Amb el model A descartem un efecte de l'ordre dels passos (coeficient [IC95%]:0 [-0.01;0]) i de les seqüències (coeficient [IC95%]:-0.02 [-0.04;0]) en els valors de MLV intern.

2. Seleccionem el model B, amb la variable tractament com explicativa . Veiem que tots els tractaments, menys el *Gait plate*, expliquen de forma estadística significativa el valor de MLV intern. El *Torgheel* disminueix els Nm (%BW) de MLLV respecte als No Tractats (coeficient [IC95%]:-0.04 [-0.06;-0.02]). S'esperaven més Nm (%BW) de MLV intern amb la Nova Proposta respecte als No Tractats (coeficient [IC95%]:0.19 [0.17;0.2]) i també amb la falca Pronadora (coeficient [IC95%]:0.05 [0.03;0.06]).
3. Amb el model B seleccionat, es corregeix l'efecte individu quantificant-lo amb l'ICC, el qual, resulta ser de 0.47; això ens indicaria que un 47% de la variabilitat dels graus d'AMP s'explicaven pel propi individu, sent aquest resultat acceptable.



Gràfic 4.10. Residus no estandarditzats i estandarditzats del model seleccionat

4. A continuació s'estudien els residus no estandarditzats i estandarditzats del model seleccionat, per tal de confirmar que el nostre model ens dona les estimacions dels valors amb el mínim d'error possible (Gràfic 4.10):

5. Comparació model seleccionat amb sexe i sense sexe (Taula 4.10):

Taula 4.10. Comparativa mitjançant el test de likelihood ratio amb sexe i sense sexe

```
## Data: dat
## Models:
## fm60: torque ~ metode2 + (1 | id)
## fm6: torque ~ metode2 + sexe + (1 | id)
##      npar      AIC      BIC logLik deviance  Chisq Df Pr(>Chisq)
## fm60    7 -2405.1 -2362.1 1209.5  -2419.1
## fm6     8 -2403.6 -2354.5 1209.8  -2419.6 0.5072  1      0.4764
```

El test de *likelihood ratio test*, ens indica que el model amb sexe no és significativament millor.

4.2.4 Comparativa de la mitjana dels MLV interns dels quatre tractaments d'estudi *versus* als No Tractats (Taula 4.11), (Gràfic 4.11 i 4.12)

Taula 4.11. MLV intern predit (mesurat en Nm (%BW)) i P* post-hoc

Tractaments	Mitjana esperada No tractats [IC95%]	Mitjana esperada amb tractament [IC95%]	Diferència de mitjanes [IC95%]	<i>P</i> *
<i>Gait plate</i> versus No Tractats	0.41 [0.33;0.48]	0.4 [0.32;0.48]	-0.01 [-0.03;0.02]	0.946
<i>Torqueheel</i> versus No Practats	0.4 [0.33;0.48]	0.36 [0.28;0.44]	-0.04 [-0.07;-0.02]	<0.01
F. Pronadora versus No Tractats	0.4 [0.33;0.48]	0.45 [0.37;0.53]	0.05 [0.02;0.07]	<0.01
Nova proposta versus No Tractats	0.4 [0.33;0.48]	0.59 [0.51;0.67]	0.19 [0.16;0.21]	<0.01

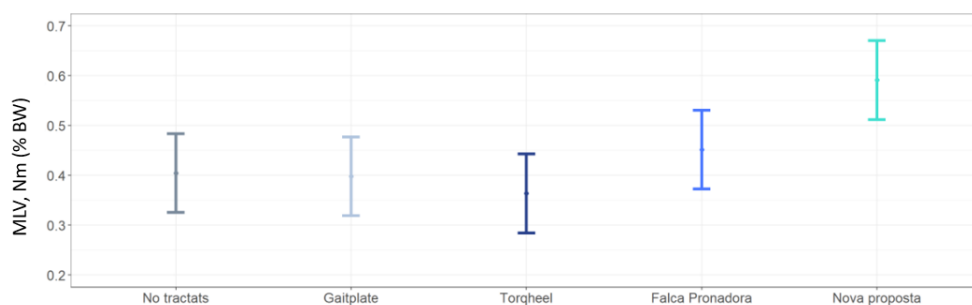
*p-valor corregit amb Tukey

A partir del model B es calculen els Nm (%BW) de mitjana predits en cadascun dels tractaments, permetent calcular les diferències en mitjana de Nm (%BW) de portar tractament respecte als No Tractats (Taula 3.11). El model predeia una diferència de mitjanes [IC95%] de -0.01 [-0.03;0.02] Nm (%BW) menys amb el tractament *Gait plate*

i de -0.04 [-0.07;-0.02] Nm (%BW) menys amb el *Torqheel*, respecte dels No Tractats. En canvi, predeia que hi hagués un augment en mitjana [IC95%] de 0.18 [0.16;0.21] Nm (%BW) amb la Nova proposta de tractament i de 0.05 [0.02;0.07] amb la falca pronadora, respecte de als No Tractats. En concret:

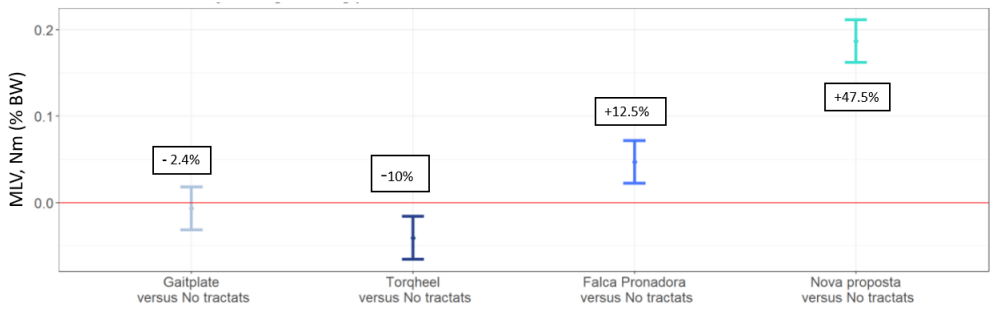
- ***Gait plate versus No Tractats:*** El model prediu una mitjana [IC95%] de MLV intern de 0.40 [0.33;0.48] Nm (%BW) en els No Tractats, i de 0.4 [0.32;0.48] Nm (%BW) amb *Gait plate*. Amb un $p = 0.946$, no tenim evidències per afirmar que hi ha diferències entre mitjanes de MLV intern entre els tractats amb *Gait plate* i els No Tractats. El model estimava una disminució en mitjana de -0.01 (-2.4%) Nm (%BW), aquesta diferència estava amb una confiança del 95% entre -0.03 i 0.02 Nm (%BW).
- ***Torqheel versus No Tractats:*** El model prediu una mitjana [IC95%] de MLV intern de 0.40 [0.33;0.48] Nm (%BW) en els No Tractats i de 0.36 [0.29;0.44] Nm (%BW) amb el *Torqheel*. Amb un $p < 0.01$, assumint un risc α del 5% concloem que hi ha diferències entre mitjanes de MLV intern entre els tractats amb *Torqheel* i els No tractats. El model estimava una disminució en mitjana de -0.04 (-10%) Nm (%BW); aquesta diferència estava amb una confiança del 95% entre -0.07 i -0.02 Nm (%BW).
- ***Falca Pronadora versus No Tractats:*** El model prediu una mitjana [IC95%] de MLV intern de 0.40 [0.33;0.48] Nm (%BW) en els No Tractats i de 0.45 [0.37;0.53] Nm (%BW) amb la falca Pronadora. Amb un $p < 0.01$, assumint un risc α del 5%, concloem que hi ha diferències entre mitjanes de MLV intern entre els tractats amb falca Pronadora i els No Tractats. El model estimava un augment en mitjana de 0.05 (+12.5%) Nm (%BW); aquesta diferència estava amb una confiança del 95% entre 0.02 i 0.07 Nm (%BW).

- **Nova Proposta versus No Tractats:** El model prediu una mitjana [IC95%] de MLV intern de 0.40 [0.33;0.48] Nm (%BW) en els No Tractats i de 0.59 [0.37;0.53] Nm (%BW) amb la Nova Proposta. Amb un $p < 0.01$, assumint un risc α del 5% concloem que hi ha diferències entre mitjanes de MLV intern entre els tractats amb la Nova Proposta i els No Tractats. El model estimava un augment en mitjana de 0.19 (+47.5%) Nm (%BW); aquesta diferència estava amb una confiança del 95% entre 0.16 i 0.21 Nm (%BW).



Gràfic 4.11. Mitjana predita del MLV intern amb (IC 95%) dels No Tractats i dels quatre tractaments

En el (Gràfic 4.11) observem la mitjana, amb un interval de confiança del 95%, dels Nm (%BW) predits pels models No Tractats i dels tractaments d'estudi –*Gait plate*, *Torqheel*, falca Pronadora i la Nova Proposta–, presentat en la (Taula 3.11).



Gràfic 4.12. Diferència predita de les mitjanes del MLV intern (IC 95%) de cadascun dels quatre tractaments versus als No Tractats

En el (Gràfic 4.12), observem la diferència predita, amb un interval de confiança del 95%, en Nm (%BW) i en percentatge, de tots els tractaments d'estudi –*Gait plate*, *Torqheel*, falca Pronadora i la Nova Proposta– respecte als No Tractats, i que està presentada en la (Taula 4.11).

4.2.5. Comparativa del MLV intern de la Nova Proposta de tractament versus als No Tractats i als tractaments *Gait plate*, *Torqheel* i falca Pronadora (Taula 4.12), (Gràfic 4.13)

Taula 4.12. MLV intern expressat en Nm (%BW) i p * post-hoc de la Nova proposta versus No Tractats i al *Gait Plate*, el *Torqheel* i la falca Pronadora

Tractaments	Mitjana Nova proposta [IC95%]	Mitjana tractament [IC95%]	Diff [IC95%]	p *
Nova Proposta versus No Tractats	0.59 [0.51;0.67]	0.4 [0.33;0.48]	0.19 [0.16;0.21]	<0.01
Nova Proposta versus <i>Gait plate</i>	0.59 [0.51;0.67]	0.4 [0.32;0.48]	0.19 [0.17;0.22]	<0.01
Nova Proposta versus <i>Torqheel</i>	0.59 [0.51;0.67]	0.36 [0.28;0.44]	0.23 [0.2;0.25]	<0.01
Nova Proposta versus f. Pronadora	0.59 [0.51;0.67]	0.45 [0.37;0.53]	0.14 [0.12;0.16]	<0.01

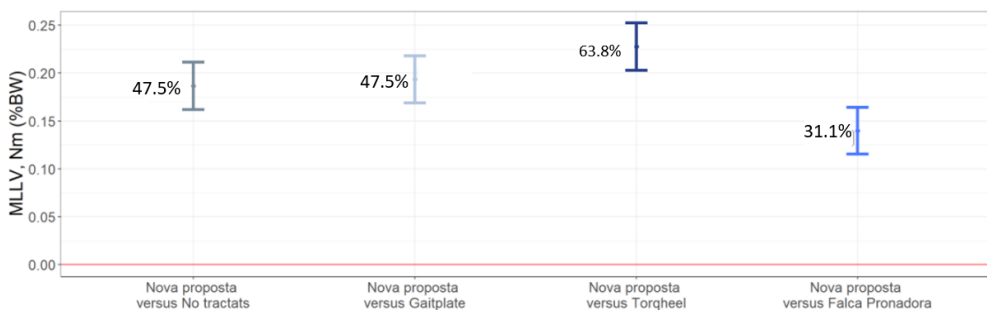
*p-valor corregit amb Tukey

A partir del model B es calculen els Nm (%BW) de mitjana predits en cadascun dels tractaments, permetent calcular les diferències en mitjana de Nm (%BW), de la Nova Proposta respecte als No Tractats, als *Gait plates*, als *Torqheel* i a les falques Pronadores (Taula 4.12). Amb el Nou Tractament s'esperava més Nm (%BW) amb mitjana que amb els altres tractaments: de 0.19 [0.16;0.21] Nm (%BW) en els No tractats; de 0.19 [0.17;0.22] Nm (%BW) amb el tractament *Gait plate*; de 0.23 [0.2;0.25] Nm (%BW) amb el *Torqheel* i de 0.14 [0.11;0.16] Nm (%BW) amb la falca Pronadora.

- **Nova Proposta versus No Tractats:** El model prediu una mitjana [IC95%] de MLV intern de 0.59 [0.51;0.67] Nm (%BW) amb la Nova Proposta i de 0.4 [0.33;0.48] Nm (%BW) amb els No Tractats. Amb un $p < 0.01$, assumint un risc α del 5%, concloem que hi ha diferències entre mitjanes de MLV intern entre els tractats amb nova la Nova Proposta i els No tractats. El model estimava un augment en mitjana amb la Nova Proposta de 0.19 (47.5%) Nm (%BW); aquesta diferència estava amb una confiança del 95% entre 0.16 i 0.21 Nm (%BW).
- **Nova Proposta versus *Gait plate*:** El model prediu una mitjana [IC95%] de MLV intern de 0.59 [0.51;0.67] Nm (%BW) amb la Nova Proposta i de 0.4 [0.32;0.48] Nm (%BW) amb el *Gait plate*. Amb un $p < 0.01$, assumint un risc α del 5%, concloem que hi ha diferències entre mitjanes de MLV intern entre la Nova Proposta i el *Gait plate*. El model estimava un augment en mitjana amb la Nova Proposta de 0.19 (47.5%) Nm (%BW); aquesta diferència estava amb una confiança del 95% entre 0.17 i 0.22 Nm (%BW).
- **Nova Proposta versus *Torqheel*:** El model prediu una mitjana [IC95%] de MLV intern de 0.59 [0.51;0.67] Nm (%BW) amb la Nova Proposta i de 0.36 [0.29;0.44] Nm (%BW) amb el *Torqheel*. Amb un $p < 0.01$, assumint un risc α del 5%,

concloem que hi ha diferències entre mitjanes de MLV intern entre els tractats amb la Nova Proposta i els tractats amb *Torqheel*. El model estimava un augment de mitjana amb la Nova Proposta de 0.23 (63,8%) Nm (%BW), aquesta diferència estava amb una confiança del 95% entre 0.2 i 0.25 Nm (%BW).

- **Nova Proposta versus falca Pronadora:** El model prediu una mitjana [IC95%] de MLV intern de 0.59 [0.51;0.67] Nm (%BW) amb la Nova Proposta i de 0.45 [0.38;0.53] Nm (%BW) amb la falca Pronadora. Amb un $p < 0.01$, assumint un risc α del 5%, concloem que hi ha diferències entre mitjanes de MLV intern entre els tractats amb Nova Proposta i els tractats la falca Pronadora. El model estimava un augment en mitjana amb la Nova Proposta de 0.14 (31.1%) Nm (%BW); aquesta diferència estava amb una confiança del 95% entre 0.11 i 0.16 Nm (%BW).



Gràfic 4.13. Diferència predita de les mitjanes (IC 95%) del MLV intern de la Nova Proposta versus als No Tractats i als i en els quatre tractaments

En el (Gràfic 4.13) observem la diferència de les mitjanes amb Nm (%BW) i [IC95%], predita pel model amb la Nova Proposta respecte als No Tractats i a cadascun dels altres tres tractaments, presentat a la (Taula 4.12).

4.2.6. Mitjana observada del MLV intern en el model de No Tractats i en el dels quatre tractaments d'estudi, i comparativa visionada amb un gràfic *Box-Plot* (Taula 4.13), (Gràfic 4.14)

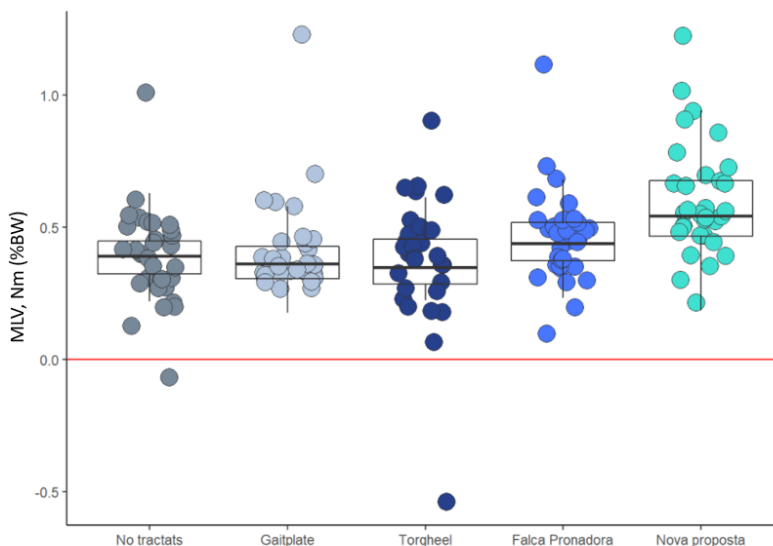
Taula 4.13. Mitjana observada amb IC (95%) del MLV intern (mesurat en Nm (%BW)), en els No Tractats i en els quatre tractaments

Tractaments	n° individus	Total passos	Mitjana passos	Mitjana [IC95%]
No Tractats	32	664	20.8	0.4 [0.34;0.47]
<i>Gait plate</i>	32	683	21.3	0.4 [0.34;0.46]
<i>Torqheel</i>	31	672	21.7	0.36 [0.28;0.44]
F. Pronadora	32	694	21.7	0.46 [0.39;0.52]
Nova Proposta	32	687	21.5	0.59 [0.52;0.67]

- **No Tractats:** Es disposa del valor de MLV intern del model No Tractats de 32 participants que aporten 664 passos, i que cadascun d'ells va fer en mitjana 20.8 passos. En mitjana [IC95%], la mitjana de MLV intern per pacient va ser de 0.4 [0.34;0.47] Nm (%BW).
- ***Gait plate*:** Es disposa del valor de MLV intern del tractament *Gait plate* de 32 participants que aporten 683 passos i que cadascun d'ells va fer en mitjana 21.3 passos. En mitjana [IC95%], la mitjana de MLV intern per pacient va ser de 0.4 [0.34;0.46] Nm (%BW).
- ***Torqheel*:** Es disposa el valor de MLV intern del tractament *Torqheel* de 31 participants que aporten 672 passos, i que cadascun d'ells en va fer en mitjana 21.7. En mitjana [IC95%], la mitjana de MLV intern per pacient va ser de 0.36 [0.28;0.44] Nm (%BW).

- **Falca Pronadora:** Es disposa el valor de MLV intern del tractament amb falca Pronadora de 32 participants que aporten 694 passos, fent-ne cadascun d'ells en mitjana 21.7 passos. En mitjana [IC95%], la mitjana de MLV intern per pacient va ser de 0.46 [0.39;0.52] Nm (%BW).
- **Nova Proposta:** Es disposa del valor de MLV intern de la Nova Proposta de tractament de 32 participants que aporten 687 passos, i que cadascun d'ells va fer en mitjana 21.5 passos. En mitjana [IC95%], la mitjana de MLV intern per pacient va ser de 0.59 [0.52;0.66] Nm (%BW).

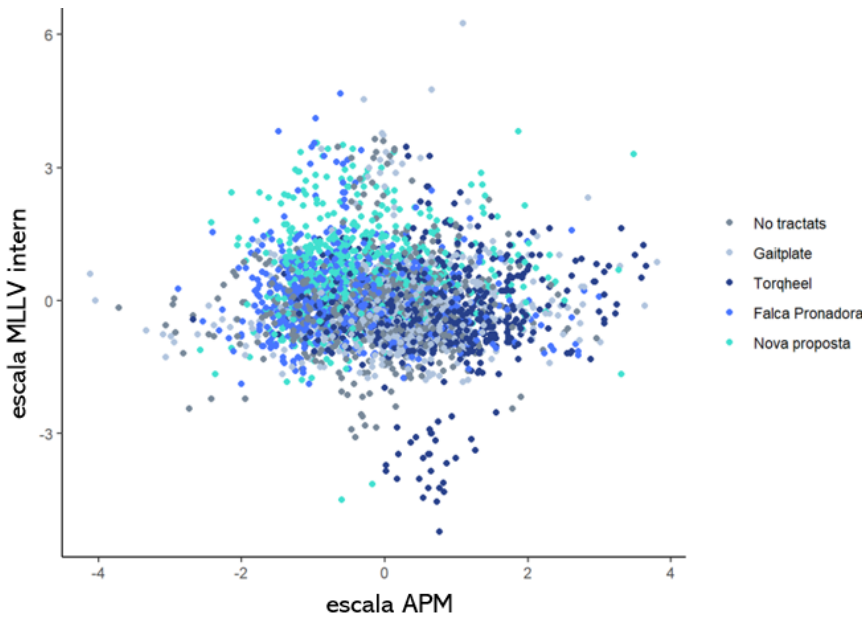
En el (Gràfic 4.14), corresponent a les dades de la (Taula 4.13), veiem que la Nova Proposta de tractament és la que aconsegueix participants amb la mitjana més alta de MLV intern, seguit de la falca Pronadora. Molt igualades veiem les mitjanes dels participants No Tractats, amb *Gait plate* i amb *Torqheel*.



Gràfic 4.14. Comparativa de la mitjana observada del MLV intern amb IC (95%) en els No Tractats i en els quatre tractaments

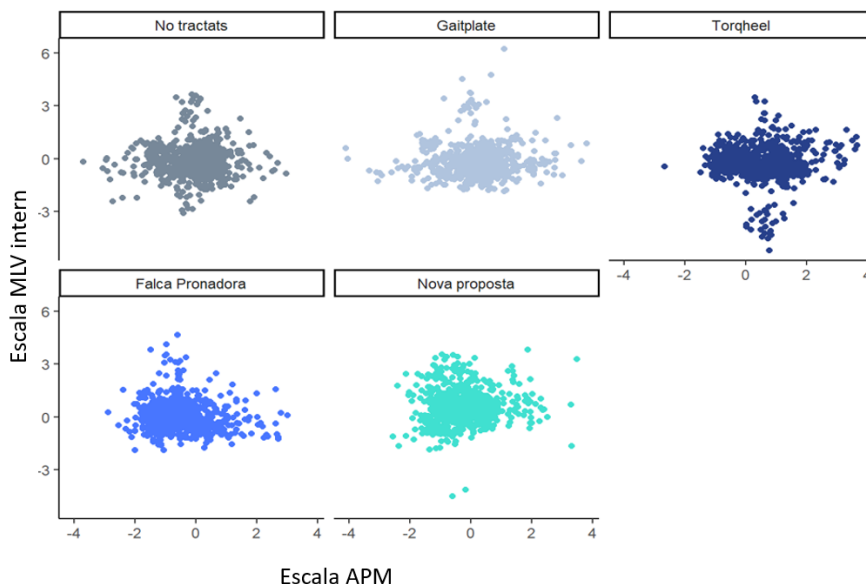
4.3. ANÀLISI DE LA RELACIÓ ENTRE LES VARIABLES MLV INTERN I L'APM (Gràfics 4.15 i 4.16)

En el (Gràfic 4.15), en l'eix d'ordenades y observem el valor estandarditzat del MLV intern i en el d'abscisses x , el valor estandarditzat de l'APM. Cadascun dels punts representa el valor de MLV intern i de l'APM amb el mateix tractament, a la mateixa passa i a la mateixa seqüència d'un individu. El gràfic mostra dispersió indicant que no hi ha relació entre les dues mesures.



Gràfic 4.15. Relació entre el MLV intern i l'APM, en els models No Tractats, i els quatre tractaments agrupats en un Scatter-Plot.

En el (Gràfic 4.16), en l'eix d'ordenades y observem el valor estandarditzat del MLV intern i en el d'abscisses x , el valor estandarditzat de l'APM. Cadascun dels punts representa el valor de MLV intern i de l'APM a la mateixa passa i a la mateixa seqüència d'un individu, esquematitzat per cada un dels quatre tractaments i pels No Tractats. Els gràfics mostren dispersió indicant que no hi ha relació entre les dues mesures.



Gràfic 4.16. Relació entre MLV intern i l'APM mitjançant *Scatter-Plot*, en cada grup d'estudi per separat: No Tractats, *Gait plate*, *Torqheel*, falca Pronadora i la Nova Proposta.

4.4. RESULTATS DE LA GRÀFICA HOMOGENEÏTZADA DELS MLV INTERNS REGISTRATS PER LA PLATAFORMA DE FORCES, EN LES DIFERENTS FASES DE LA MARXA (Taula 4.14) (Figures 4.1,4.2,4.3)

En les 664 adquisicions realitzades amb la plataforma de forces en els 32 participants amb TTI, en el grup analitzat de No Tractat s'ha pogut observar:

- Que es produeix un MLV intern durant el primer 20% del cicle de la marxa, arribant al seu punt màxim al final d'aquest i sent estimat el seu valor en 0.4 Nm %BW de mitjana, amb un [IC95%] que oscil·la entre 0.39 i 0.42 Nm % BW, i amb una DE de 0.22 (Taula 4.14). Això ens permet testificar una corba de comportament homogènia d'aquest MLV intern, tal com es mostra en les gràfiques de la (Figura 4.1).

- Que a partir d'aquest 20% inicial del cicle de la marxa, quan la cama que oscil·la sobrepassa la que està recolzant, es produeix un MLV extern (Figura 4.2) el qual retorna altre cop a intern just abans de l'enlairament dels dits quan ja sols es recolza sobre l'hà·lux (Figura 4.3). Encara que el seu valor màxim no ha estat quantificat en aquest treball, amb la qual cosa la mitjana de totes les adquisicions no es pot estimar, sí que les observacions efectuades en totes elles permeten apuntar que es produeix de la manera exposada.

Taula 4.14. Mitjana observada en el grup de No Tractats (Nm (%BW), IC [95%]), del MLV intern en les diferents fases de la marxa

	n° observacions	n° individus	Mitjana	[IC95%]	DE
No Tractats	664	32	0.4	[0.39;0.42]	0.22

Amb aquests resultats, s'estableix un model de gràfica homogeneïtzada per a les TTI, dels MLV que succeeixen durant el cicle de la marxa (87) semblant al que es mostra en les (Figures 4.1, 4.2, 4.3) que han estat comentades anteriorment.

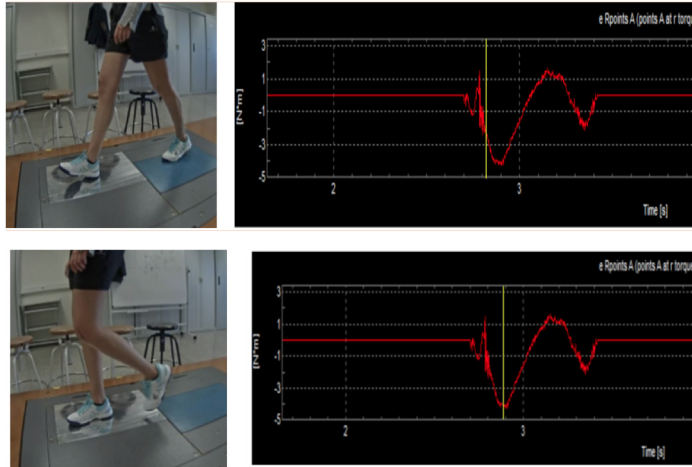


Figura 4.1. MLV intern registrat amb la plataforma de forces durant el 20% inicial del cicle de la marxa. El seu valor es troba quantificat en el que marca la línia groga vertical

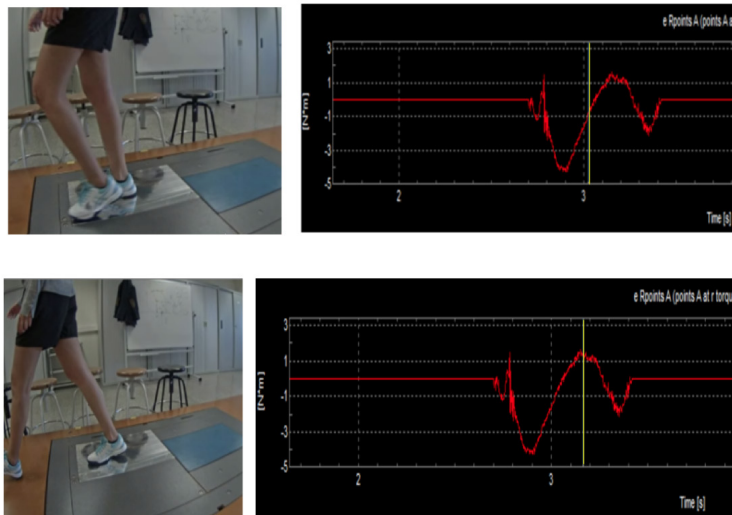


Figura 4.2. MLV extern registrat amb la plataforma de forces posterior al 20% inicial del cicle de la marxa, fins poc abans de l'enlairament dels dits. El MLV canvia a extern conforme avança la cama que oscil·la en sobrepassar la que recolza, i el seu valor es troba quantificat amb el que marca la línia groga vertical

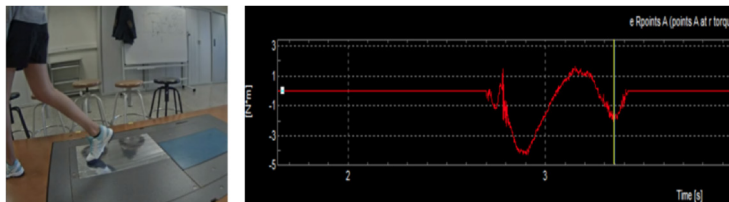


Figura 4.3. Registre del MLV intern obtingut amb plataforma de forces sobre l'hàl·lux, en l'últim moment del recolzament final, abans d'enlairar-se els dits. Es troba quantificat en el valor que marca la línia groga vertical.

4.5. RESULTATS SINTETITZATS

4.5.1. Anàlisi estadística del MLV intern

4.5.1.1. Comparativa de les mitjanes del MLV intern obtingudes en els quatre tractaments d'estudi, *versus* als No Tractats (Taula 4.11) i (Gràfic 4.11 i 4.12):

- *Gait plate* vs No Tractats: el **disminueix** en -0.01 Nm (%BW), el que representa un 2.4% menys, **no sent aquest resultat estadísticament** significatiu - p 0.968-.
- *Torqueheel* vs No Tractats: el **disminueix** en -0.04 Nm (% BW), el que representa un 10 % menys, sent aquest resultat **estadísticament significatiu** - $p < 0.01$ -.
- Falca Pronadora vs No Tractats: **l'augmenta** en 0.05 Nm (% BW), el que representa un 12,5% més, sent aquest resultat **estadísticament significatiu** - $p < 0.01$ -.
- Nova Proposta vs No Tractats: **l'augmenta** en 0.19 Nm (% BW), el que representa un 47,5% més, sent aquest resultat **estadísticament significatiu** - $p < 0.0$ -.

En comparativa als No Tractats, **la Nova Proposta de tractament és la que més augmenta el MLV intern, seguit de la falca Pronadora**, mentre que el **Torqueheel el disminueix**, tots ells de forma

estadísticament significativa. **El resultat del Gait plate**, pel fet d'estar per sobre del nivell de significació del 0.05 $-p$ 0.968–, no es pot rebutjar la H_0 , considerant, per tant, que **no existeix diferència entre portar aquest tractament i no portar-lo**.

4.5.1.2. Comparativa de les mitjanes del MLV intern obtingut en la Nova Proposta de tractament *versus* als No Tractats i als tractaments *Gait plate*, *Torqueheel* i la falca Pronadora (Taula 4.12), (Gràfic 4.13)

- Nova Proposta vs No Tractats: ***l'augmenta*** en 0.19 Nm (%BW), el que representa un increment del 47,5%, sent aquest resultat *estadísticament significatiu* $-p < 0.01$ –.
- Nova Proposta vs *Gait plate*: ***l'augmenta*** en 0.19 Nm (%BW), el que representa un increment del 47.5%, sent aquest resultat *estadísticament significatiu* $-p < 0.01$ –.
- Nova Proposta vs *Torqueheel*: ***l'augmenta*** en 0.23 Nm (%BW), el que representa un increment del 63,8%, sent aquest resultat *estadísticament significatiu* $-p$ -valor < 0.01 .
- Nova Proposta vs Falca Pronadora: ***l'augmenta*** en 0.14 Nm (%BW) el que representa un increment del 31,1% sent aquest resultat *estadísticament significatiu* $-p < 0.01$ –.

La Nova proposta de tractament, és el model que incrementa més el MLV intern en comparativa als No Tractats i a tota la resta de tractaments.

4.5.1.4. Mitjanes observades del MLV intern en els No Tractats i en els quatre tractaments d'estudi, i comparativa entre elles visionades en un gràfic *Box-Plot*

En el (Gràfic 4.14), corresponent a les dades de la (Taula 4.13), veiem que la Nova Proposta de tractament és la que més aconsegueix

augmentar la mitjana del MLV intern $-(0.59 \text{ Nm (\%BW)})$ –, en comparativa als No Tractats $-(0,4 \text{ Nm (\%BW)})$ –, seguit de la falca Pronadora $-(0.46 \text{ Nm (\%BW)})$ –. Per contra, les mitjanes dels *Torqheel* $-(0,36 \text{ Nm (\%BW)})$ – i dels *Gait plates* $-(0,4 \text{ Nm (\%BW)})$, no sols no l'incrementen sinó que el disminueixen.

4.5.2. Anàlisi estadística de l'APM

4.5.2.1. Comparativa de les mitjanes de l'APM obtingudes en els quatre tractaments d'estudi versus als No Tractats (Taula 4.5), (Gràfic 4.4 i 4.5).

- *Gait plate* vs No Tractats: ***l'augmenta*** en 1.63 graus, el que representa un increment del 48,1%, sent aquest resultat estadísticament significatiu $-p < 0.01$ –.
- *Torqheel* vs No Tractats: ***l'augmenta*** en 4.32 graus, el que representa un increment del 127,5%, sent aquest resultat estadísticament significatiu $-p < 0.01$ –.
- Falca Pronadora vs No Tractats: ***el disminueix*** en -2.36 graus, el que representa una dismi del 69,6% menys, sent aquest resultat estadísticament significatiu $-p < 0.01$ –.
- Nova Proposta vs No Tractats: ***el disminueix*** en -0.86 graus, el que representa un 25,4% menys, sent aquest resultat estadísticament significatiu $-p < 0.01$ –.

El tractament *Gait plate* i el *Torqheel* augmenten l'APM, en major quantitat aquest últim, en comparativa als No Tractats, mentre que **la Nova Proposta i la falca Pronadora**, no sols no aconseguen augmentar-lo, sinó que **el disminueixen**, en major quantitat l'última.

4.5.2.2. Comparativa de les mitjanes d'APM de la Nova Proposta de tractament *versus* als No Tractats i als tractaments *Gait plate*, *Torqueheel* i la falca Pronadora (Taula 4.6), (Gràfic 4.6):

- Nova Proposta vs No Tractats: **el disminueix** en -0.86 graus, el que representa un 25.3% menys, sent aquest resultat *estadísticament significatiu* $-p < 0.01$ -.
- Nova Proposta vs *Gait plate*: **el disminueix** en -2.48 graus, el que representa un 140,4% menys, sent aquest resultat *estadísticament significatiu* $-p < 0.01$ -.
- Nova Proposta vs *Torqueheel*: **el disminueix** en -5.18 graus, el que representa un 556,9%% menys, sent aquest resultat *estadísticament significatiu* $-p < 0.01$ -.
- Nova Proposta vs Falca Pronadora: **l'augmenta** en 1.5 graus, el que representa un 26,1% més, sent aquest resultat *estadísticament significatiu* $-p < 0.01$ -.

La Nova Proposta produeix una disminució de l'APM en comparativa als No Tractats i tots els altres tractaments, a excepció de la falca Pronadora.

4.5.2.3. Mitjana observada dels models No Tractats, i dels quatre tractaments d'estudi, i comparativa entre elles visionada en un gràfic *Box-Plot* (Taula 4.7), (Gràfic 4.7).

S'observa que **el tractament *Torqueheel* és el que més aconseguix incrementar l'APM per sobre del valor que mostren els No Tractats, seguit del *Gait plate***. Per contra, **la falca Pronadora** no sols no l'incrementa sinó que **el disminueix, seguit de la Nova Proposta**.

4.5.3. Anàlisi estadística de la relació entre les variables MLV intern i APM

El gràfic de dispersió elaborat a partir del coeficient de correlació lineal de *Pearson*, no mostra dependència entre les dues variables (Gràfics 4.15 i 4.16).

4.5.4. Gràfica homogeneïtzada dels MLV interns registrats per la plataforma de forces en les diferents fases de la marxa

De les 664 adquisicions realitzades amb la plataforma de forces en els 32 participants amb TTI, del grup analitzat de No Tractats s'ha extret una gràfica homogènia que ens mostra que es produeix un MLV intern durant el primer 20% del cicle de la marxa, per passar posteriorment a extern fins poc abans de l'enlairament dels dits, moment en què es torna altre cop intern en recolzar sobre l'hàl·lux, sent aquest resultat similar al de la població normal (Figures 4.1, 4.2, 4.3).

5. DISCUSSIÓ

5. DISCUSSIÓ

5.1. ANÀLISI DELS ESTUDIS PUBLICATS PELS TRACTAMENTS TRADICIONALS CONSERVADORS PER MARXES EN ADDUCCIÓ, DISSENYATS DES DEL PEU: *Gait Plate*, *Torqheel* i Falques

En la presentació d'aquesta discussió, és d'interès efectuar una anàlisi dels pocs estudis publicats d'aquells tractaments que, des del peu, tradicionalment són utilitzats per al tractament de les marxes en Add, els quals han estat descrits en l'apartat 1.9, trobant-se les seves característiques sintetitzades en les (taules 5.1, 5.2 i 5.3) de l'actual apartat.

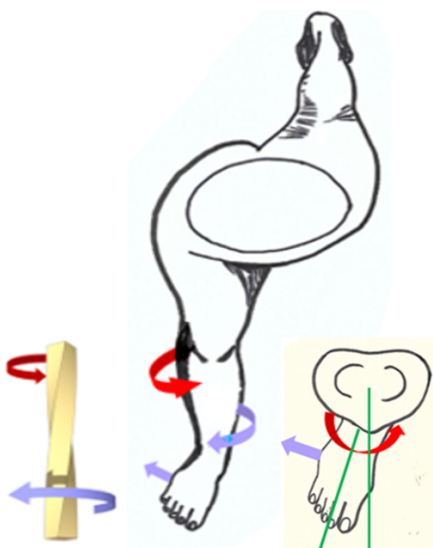


Figura 5.1. Generació d'un moment de torsió externa dirigit cap a l'eix longitudinal de la cama, com a força de reacció del terra a la RM que realitza l'extremitat durant el primer 20% del cicle de la marxa.

Una característica observada en tots ells és el fet que basen la seva eficàcia en la capacitat d'obertura de la variable APM, considerant, hipotèticament, aquesta acció com a correctora, però sense aportar cap dada que així ho corrobori. *Únicament es valora la seva eficiència per si són capaços d'obrir l'APM.*

Mirant amb més detall, no s'han trobat estudis de tractaments per les TTI que, dirigits des del peu, hagin quantificat, com a mecanisme corrector, el moment de torsió extern que es produeix a cada passa quan el peu recolza (Figura 5.1), ja sigui mesurant-lo en la superfície plantar

com a MLV intern utilitzant plataforma de forces, o bé calculant el moment de força que actua directament sobre la cama mitjançant la integració de la cinètica i la cinemàtica.

Una altra observació a remarcar és que en tots aquest estudis que analitzem, molt pocs arriben a fer un diagnòstic diferencial de l'etiologia concreta del trastorn torsional per dirigir-hi de manera focalitzada el tractament; *identifiquen com a causa a les ACF i les TTI, anant-hi a corregir la marxa en Add solament amb l'increment de l'APM en les dues etiologies per igual*. Tampoc es realitzen valoracions dels efectes adversos que podrien ocasionar.

Cal remarcar també, que no s'ha trobat cap estudi que vagi dirigit al tractament de la ACA (apartats 1.1.4, 1.2.2 i 1.3.4), (Figures 1.11 i 1.17). Aquesta etiologia, apuntada per Bleck (81) *internal tibial torsion*, *talar torsion* (*persistent medial deviation of the neck of the talus*) com una de les causes de marxa en Add, per desconeixença, no és contemplada a l'hora de realitzar diagnòstics, quedant per tant confosa amb les anomalies de torsió dels segments adjacents, ja sigui la tibia o el fèmur. En base a això, es podria obrir una línia futura de recerca d'aquest trastorn angular, donant continuïtat al present treball.

Per tot el que s'ha exposat, caldria incloure en aquesta discussió, la necessitat de poder identificar en quin o quins segments de l'aparell locomotor es troba el problema de torsió, entenent que el tractament que es vulgui dissenyar, hauria d'estar focalitzat en el lloc concret afectat, i no dirigir-lo erròniament a altres segments de l'aparell locomotor que no ho necessiten. Així, s'evitaria la possibilitat de produir-hi efectes secundaris no desitjats. Alhora, aquesta diferenciació també permetria realitzar una anàlisi prèvia de si el tipus de tractament que es vol aplicar, té possibilitats de ser eficaç per al segment al qual va dirigit.

Taula 5.1. Estudis efectuats amb Falques Pronadores

Autor	Tipus d'estudi	Característiques	Mostra	Resultats	Limitacions de l'estudi
Cotterill D. 1912 (147)	Estudi d'observació empírica. No publicació en revista d'impacte. No prospectiu	Informació, a través de la seva experiència empírica, de l'acció de les falques sobre les marxes en Add	No participants	Informa que incrementen l'APM en les marxes en Add en general, sense aportar valors quantificats.	No aporta cap resultat quantificat que corrobori les seves afirmacions. No diferencia l'etiologia de la marxa en Add.
Knittell et al 1976 (148)	Analític experimental. Resultats quantificats amb proves d'hipòtesis No prospectiu en el temps	L'APM que analitza és mitjançant filmació i digitalització en un ordinador, per realitzar la mesura angular	10 nens participants amb marxa en Add sense especificar-ne l'etiologia, realitzant 200 registres de la falca pronadora	No incrementen l'APM figura 71, sent aquest resultat estadísticament significatiu.	No diferencia l'etiologia de la marxa en Add.
Rodemberger 1968 (149)	Descriptiu sense dades quantificables. No publicació en revista d'impacte. No prospectiu en el temps	Descriu la biomecànica del mecanisme d'acció, per al qual les falques pronadores obren les marxes en Add.	No participants	Incrementen l'APM de les marxes en Add en general, sense aportar valors quantificats.	No aporta cap resultat quantificat que corrobori les seves afirmacions. No diferencia l'etiologia de la marxa en Add.
Jones et al 2013 (150)	Analític experimental. Resultat quantificats amb proves d'hipòtesis. No prospectiu en el temps	Quantificació de l'APM mitjançant estudi cinemàtic tridimensional amb 10 càmeres, d'una falca lateral pronadora de 5° col·locada en un suport plantar i compensada medialment	15 participants adults sense patologia en Add	Incrementen l'APM 2°, sent aquest resultat estadísticament significatiu.	Està realitzat en individus sense trastorn en Add.

Taula 5.1. Estudis efectuats amb Falques Pronadores (Continuació)

Autor	Tipus d'estudi	Característiques	Mostra	Resultats	Limitacions de l'estudi
Mouri et al 2019 (151)	Analític experimental. Resultat quantificats amb proves d'hipòtesis. No prospectiu en el temps.	Quantificació de l'APM mitjançant estudi cinemàtic amb 8 càmeres tridimensionals, utilitzant una cunya medial en un suport plantar aplicat a 6 nens que presentaven la marxa en Add.	51 nens amb marxa en Add, sense especificar etiologia -descart problemes majors-.	Troben que la falca medial i la lateral, per separat, disminueix l'APM, però que les dues combinades l'augmenten en uns pocs graus, podent interpretar-se aquest resultat com una tendència. Aquests resultats són estadísticament significatius.	No especifica l'etiologia de l'Add.
Nakajima et al 2009 (153)	Analític experimental. Resultats quantificats amb proves d'hipòtesis. No prospectiu en el temps.	Quantificació de l'APM mitjançant un estudi cinemàtic tridimensional amb 12 càmeres, provant l'acció de 3 tipus de falques: d'arc intern, lateral i lateral amb compensació de l'arc intern.	En una mostra de 20 individus adults sans	La combinació d'una falca lateral amb una de medial incrementa l'APM.	Està realitzat en individus sans, sense marxa en Add.
Mabuchi et al 2012 (152)	Analític experimental. Resultat quantificats amb proves d'hipòtesis No prospectiu en el temps	Quantificació de l'APM mitjançant un estudi cinemàtic tridimensional amb 6 càmeres, estímulant els proprioceptors de la planta del peu mitjançant 5 falques per produir canvis en el to muscular	10 nens amb marxa en Add per ACF augmentada, TTI o metatarsus adductus	Inhibeixen la RI fisiològica de la tibia en la fase de recolzament en 2.7°.	Aplica el tractament per igual en els tres tipus de trastorns de torsió: ACF, TTI i metatarsus adductus

Taula 5.2. Estudis efectuats amb *Gait Plates*

Autor	Tipus d'estudi	Característiques	Mostra	Resultats	Limitacions de l'estudi
Schuster 1967 (154)	Estudi d'observació empírica. No publicació en revista d'impacte. No prospectiu.	Possible primera descripció del disseny dels <i>Gait Plates</i> . Analitza l'APM, mitjançant registre pedigràfic, sense quantificar resultats. Les sabates utilitzades són de sola flexible	Nens amb marxa en <i>Add</i> , sense especificar edat, ni nombre ni l'etiologia	Informa que incrementen l'APM en les marxes en <i>Add</i> en general	No aporta cap resultat quantificat que corrobori les seves afirmacions. No delimita l'etiologia de les marxes en <i>Add</i> al qual va dirigit el tractament. Les sabates utilitzades són de sola flexible, sense indicar més característiques. No és prospectiu en el temps.
Valmassy 1994 (156)	Llibre descriptiu del tractament sense resultats. No prospectiu.	Descriu amb detall el disseny i funcionament dels <i>Gait Plates</i> com a correctors de les marxes en <i>Add</i> i <i>Abd</i> . Descriu dos tipus: el d'estructura plana i el que incorpora modificacions en el retropeu. Han de ser de material rígid utilitzats amb sabata de sola flexible.	No hi ha participants.	Informa que incrementen o disminueixen l'APM en les marxes en <i>Add</i> o en <i>Abd</i> , segons el disseny en funció de l'objectiu que es busca corregir, sense avalar-ho amb treballs d'investigació .	No aporta cap dada que corrobori les seves afirmacions. Planteja el tractament per a qualsevol etiologia de marxa en <i>Add</i> o en <i>Abd</i> , sense diferenciar el nivell. -Les sabates utilitzades són de sola flexible, sense indicar més característiques. No és prospectiu en el temps.

Taula 5.2. Estudis efectuats amb Gait Plates (Continuació)

Autor	Tipus d'estudi	Característiques	Mostra	Resultats	Limitacions de l'estudi
Redmond 1998 (157)	Analític experimental. Resultats quantificats amb proves d'hipòtesis. No prospectiu en el temps.	Quantificació de l'APM en comparativa a sense tractament, mitjançant adquisicions de les petjades plantars amb pedigrafia realitzada sobre paper tintat. Metodologia estructurada en l'adquisició de les mostres i la interpretació de resultats. Utilitza sabates d'un teixit de lona tou.	18 nens -d'edat entre 18 i 47 mesos- amb marxa en Add d'etiologia tant de fèmur com de tibia. 357 enregistrament sense tractament i 313 amb <i>Gait Plates</i> .	Incrementen en 6° de mitjana l'APM de les marxos en Add, no observant diferències associades amb el tipus d'etiologia, però sí en la severitat de la patologia - en Add + acusats hi ha + correcció- Aquests resultats són estadísticament significatius.	Té una potència estadística baixa -18 pacients- Dona els resultats de forma conjunta, sense mostrar els valors obtinguts per cada etiologia -fèmur o tibia- de manera diferenciada. No discrimina l'enfocament del tractament segons sigui per ACF o TTI. Utilitza sabates d'un teixit de lona tou, sense explicar més característiques ni si és tracta del mateix model per a tothom.
Redmond 2000 (158)	Qüestionari de valoració subjectiva	Qüestionari de satisfacció realitzats als pares, després d'utilitzar els seus fills els <i>Gait Plates</i> durant 1 mes.	18 nens, d'edat entre 18 i 47 mesos amb marxa en Add d'etiologia tant de fèmur com de tibia.	Grau de satisfacció del tractament alta o molt alta en tots els pares, a excepció d'un cas. Disminueixen notablement les ensopegades al córrer.	Les valoracions fetes son purament subjectives i poden estar esbiaixades pel desig dels pares en la millora dels seus fills, no sent uns observadors imparcials.

Taula 5.2. Estudis efectuats amb *Gait Plates* (Continuació)

Autor	Tipus d'estudi	Característiques	Mostra	Resultats	Limitacions de l'estudi
Levitz et al 1988 (159)	Comentari en revista científica	Descriu la falta d'efectivitat dels <i>Gait Plates</i> a partir de la seva experiència, sense aportar dades que ho corroborin. Efectua una anàlisi dels treballs de Redmond	No hi ha participants.	Descriu la falta d'efectivitat dels <i>Gait Plates</i> solament a partir de la seva experiència. Efectua una anàlisi dels treballs de Redmond.	No aporta cap dada que corrobori les seves afirmacions de la falta d'efectivitat i amb molt poques indicacions de la seva metodologia. No és prospectiu en el temps. No delimita l'etiologia de les marxes en Add al qual va dirigit el tractament..
Munuera et al 2010 (155)	Analític experimental. Resultats quantificats amb proves d'hipòtesis. No prospectiu en el temps.	Quantificació de l'APM en comparativa a sense tractament, mitjançant adquisicions de les petjades plantars amb pedigrafia realitzada amb goma de làtex tintant un paper. Els <i>Gait Plates</i> incorporen correcció en el retropeu Utilitza sabates de sola flexible amb unes característiques comunes totes elles, sense ser totes elles del mateix model. Metodologia estructurada en l'adquisició de les mostres i la interpretació de resultats.	48 nens, d'edat entre 3 i 14 anys, amb marxa en Add sense especificar si l'etiologia és de fèmur, tibia o peu, havent descartat patologies majors.	Incrementen en 3,6° de mitjana l'APM de les marxes en Add en comparativa a portar sabates sense tractament. El resultat que aporta son estadísticament significatiu.	No informa del nombre de registres utilitzats en cada pacient, ni del seu criteri de selecció, per al càlcul de la mitjana de l'APM. Afirma que la correcció que fa de la pronació del retropeu amb el suport, no afecta al component rotacional de l'extremitat, però no argumenta com realitza aquesta valoració. Les sabates utilitzades en l'estudi, tenen totes descrites unes característiques comunes, però no són del mateix model per a tothom. No diferencia, un cop descartades patologies majors, l'etiologia de les marxes en Add per al qual va dirigit el tractament.

Taula 5.2. Estudis efectuats amb Gait Plates (Continuació)

Autor	Tipus d'estudi	Característiques	Mostra	Resultats	Limitacions de l'estudi
Ganjehie et al 2017 (160)	Analític experimental. Resultats quantificats amb proves d'hipòtesis. No prospectiu en el temps.	Quantificació de l'APM en comparativa a sense tractament, mitjançant adquisicions de les petjades plantars amb plataforma de pressions. Els Gait Plates incorporen estabilització del retropeu. Metodologia estructurada en l'adquisició de les mostres i la interpretació de resultats. Les sabates utilitzades són totes del mateix model, adaptades al número del participant.	17 nens, d'edats entre 4 i 10 anys, amb marxa en Add per ACF augmentada	Incrementen en 7,31° de mitjana l'APM de les marxes en Add, en comparativa a les marxes amb sabata sense tractament. Analitza també el CoP, quedant també desplaçat medialment en la fase de propulsió. Tots els p valors dels resultats, tant de l'APM com del CoP, estan per sobre del nivell de significació del 0,05 escollit en les proves d'hipòtesis, no sent, per tant, estadísticament significatiu.	Les conclusions es presenten de forma enganyosa, donant resultats favorables com a certs, sense que siguin estadísticament significatius. Té una potència estadística baixa - 17 participants - Sols valora les marxes en Add amb etiologia ACF augmentada, trastorn de torsió allunyat de la zona de correcció del peu. No especifica el tipus de sola de les sabates utilitzades - si rígida o flexible- sent l'única referència una imatge.

Taula 5.3. Estudis efectuats amb taloneres *Torqheel*

Autor	Tipus d'estudi	Característiques	Mostra	Resultats	Limitacions de l'estudi
Rodemberger 2014 (161)	Descriptiu sense aportar dades quantificable. No publicació en revista d'impacte. No prospectiu en el temps.	Descriu la biomecànica del mecanisme d'acció per el qual obren les marxes en Add.	No participants.	Informa que incrementen l'APM en les marxes en Add sense aportar valors quantificats.	No aporta cap resultat quantificat que corrobori les seves afirmacions. No diferencia l'etiologia de la marxa en Add
Valmassy 1996; 1997 (162,163,164)	Descriptiu sense aportar dades quantificables. No publicació en revista d'impacte. No prospectiu en el temps.	Descriu el seu mecanisme d'acció, per al qual les falques pronadores obren les marxes en Add.	No participants.	Informa que incrementen l'APM en les marxes en Add sense aportar valors quantificats.	No aporta cap resultat quantificat que corrobori les seves afirmacions. No diferencia la etiologia de la marxa en Add.
Knittell et al 1976 (148)	Analític experimental amb resultats quantificats amb proves d'hipòtesis. No prospectiu en el temps.	Quantificació de l'APM mitjançant filmació i digitalització en un ordinador, per realitzar la mesura angular.	10 nens participants amb marxa en Add, sense especificar-ne l'etiologia, realitzant 200 registres de la talonera <i>Torqheel</i> .	Incrementen l'APM de les marxes en Add., sent aquest resultat estadísticament significatiu	No diferencia l'etiologia de la marxa en Add.

5.2. DISSENY D'UN PROTOCOL D'ACTUACIÓ PER ALS PROBLEMES TORSIONALS DE LES EXTREMITATS INFERIORS, MITJANÇANT TRACTAMENTS CONSERVADORS

S'ha considerat oportú la necessitat de dissenyar un protocol d'actuació com abordatge inicial pel tractament dels problemes de torsió de les extremitats inferiors, el qual es basaria en:

1. Descart de problemes majors com a causa de la marxa en Add
2. Realitzar un diagnòstic diferencial, identificant en quin o quins segments de l'extremitat es troba el trastorn torsional
3. Valorar el grau de correcció espontània que cal esperar-ne al llarg del creixement, per decidir si es deixa a lliure evolució o s'instaura un tractament focalitzat sobre el segment identificat
4. Saber quines actuacions no s'han de realitzar, per la possibilitat de produir efectes adversos.

5.2.1. Descart de problemes majors com a causa de la marxa en Add

Hi ha la possibilitat que la causa de la marxa en Add estigui associada a l'existència d'un problema major (apartat 1.3.1), com pot ser la paràlisi cerebral (66), l'acondroplàsia (28,71), l'osteogènesi imperfecta (72) o qualsevol patologia de component neurològic que afecti al perfil de torsions de l'extremitat (46,66-69). Caldrà, doncs, primerament, realitzar-ne un descart.

5.2.2. Diagnòstic diferencial, identificant en quin o quins segments de l'extremitat es troba el trastorn torsional

Identificar, mitjançant una acurada exploració (apartat 3.2.4), en quin segment de l'aparell locomotor es troba el trastorn torsional, ja sigui en fèmur, tibia o en el propi peu, per tal de dissenyar un

tractament focalitzat perquè sigui realment efectiu i que procuri alhora els menors efectes adversos als adjacents.

5.2.3. Valorar el grau de correcció espontània del problema torsional que cal esperar al llarg del creixement

Establir un pronòstic d'evolució del trastorn torsional en funció del segment d'on es troba, fent una previsió de quin pot ser el seu final per identificar si pot arribar a un APM acceptable o, per contra, podria ser problemàtic per a un bon funcionament de la marxa, a la fi de decidir si es deixa a lliure evolució o s'instaura un tractament focalitzat sobre el segment identificat.

- La tibia, que és la que ens ocupa en aquest treball, tal com hem pogut veure (apartat 1.2.2), al naixement es troba pràcticament sense torsió i es va lateralitzant al llarg del creixement fins als 13 o 15 anys segons estudis (Taula 1.1) (Figura 1.16), arribant a uns valors que oscil·len entre els 17° i 34° de torsió externa (4,16,22,25-32), el que representaria una mitjana de 25,5°; en base aquesta xifra, la lateralització de la tibia succeiria al ritme de 1,1° per any en el pitjor del casos, i de 2,6° en el millor; s'ha de tenir en compte que aquest valor no és constant, sinó que s'incrementa o disminueix en funció de la velocitat del creixement, sent molt major en els primers anys, per després anar-se alentint.

Sabem de manera aproximada els valors de lateralització que es van produint en la tibia al llarg del creixement de manera fisiològica; a falta d'estudis evolutius en les TTI, podríem extrapolar en aquestes els mateixos valors de lateralització coneguts en la normalitat, per fer una estimació aproximada dels graus de correcció que cabria esperar durant el creixement i fer-nos una idea de com pot acabar el procés, decidint actuar amb mesures correctores, si és el cas, o senzillament deixar-ho a lliure evolució.

- En el fèmur, l'antetorsió del seu coll presenta una reducció fisiològica al llarg del creixement (apartat 1.2.2) (Figura 1.15), passant dels 45° de mitjana al naixement (4,41,50-52). El treball de Staheli LT (4), mostra l'evolució dels graus de rotació del maluc durant el creixement en la normalitat: Amb tot, ens pot permetre també fer previsions de futur en cas d'estar augmentada.
- En l'adducció que el coll de l'astràgal presenta respecte al seu cos, hem pogut veure en els pocs estudis que existeixen (apartat 1.2.2), que la seva història natural d'evolució passa dels 30° o 37° (49) que es troben al naixement fins als 18° a 24° de l'adult (34-36), el que podria representar un increment de l'APM de 12° com a màxim al llarg del creixement fins arribar a l'adult. Si es detecta una ACA augmentada, coneixent els valors de la seva evolució, també ens permetria fer una previsió de futur.

5.2.4. Saber quines actuacions no s'han de realitzar, per la possibilitat de produir efectes adversos

- En el cas que s'identifiqui com a trastorn de torsió una ACF augmentada, trobant-se la tibia en els seus valors de normalitat per l'edat, l'acció biomecànica correctora de la marxa en Add que puguin realitzar els tractament que vagin dirigits des del peu, primerament afectaran a la tibia com a segment més proper, a la qual, si suposadament son efectius, provocaran una TTE que no necessita. Tal com s'ha apuntat (apartat 1.8.2), una TTE excessiva pot produir una síndrome de mala alineació femoro-patel·lar, el qual en alguna ocasió degenera en condromalàcia (145,146). Alhora, una altra apreciació que caldria fer, seria la que les forces correctores que es potencien des del terra amb aquests tractaments, amb dificultat arribaran al coll del fèmur, degut a la seva llunyania. *En base a aquests raonaments, per al tractament de les ACF augmentades, han de ser exclosos aquells que van dirigits des del peu.*

- Si s'identifica com a etiologia de la marxa en Add una ACA, pel fet de ser aquest trastorn poc conegut, no s'ha trobat cap tractament que en faci referència. El sentit comú ens indicaria que, de la mateixa manera com s'ha comentat en el tractament de les ACF augmentades, estaria contraindicat utilitzar tractaments que *puguin fomentar la torsió de la tibia externament*, ja que aquest segment no és l'afectat. En posteriors investigacions caldria aprofundir més en aquesta condició tan poc estudiada.

5.3. ANÀLISI DELS MOTIUS PELS QUALS HI HA POQUES PUBLICACIONS AMB SIGNIFICACIÓ ESTADÍSTICA DELS TRACTAMENTS CLÀSSICS CONSERVADORS APLICATS DES DE EL PEU, PER ALS TRASTORNS TORSIONALS

Una de les qüestions que es posen en evidència en aquest treball és el fet trobat que hi hagin tants pocs estudis amb significació estadística publicats en revistes amb factor d'impacte sobre els tractaments conservadors que, des de el peu, volen tractar problemes torsionals que poden aparèixer en les extremitats, els quals, després del peu aplanat, serien un dels motius més freqüents de consulta en podologia pediàtrica.

En primer lloc, caldria pensar que aquests trastorns torsionals dels diferents segments de l'aparell locomotor, si no formen part de patologies majors, els quals s'han de descartar, en la seva gran majoria és presenten com a problemes lleus que formarien part del procés de creixement, i que es resolen espontàniament fins al final d'aquest. Tal com s'ha apuntat anteriorment, la prevalença per les TTI en l'edat adulta és del 4%, dels quals, el 3% no representarà cap dificultat per al desenvolupament de l'activitat normal i sols l'1 % arribarà a ser problemàtic Hutter i Scott (26). Potser per aquest fet, la comunitat científica hi ha prestat poca atenció. Quan aquests problemes es troben vinculats a patologies majors, aleshores sí que

apareixen en les bases de dades bibliogràfiques un major nombre de publicacions, segurament degut al fet que la major gravetat genera més preocupació; en aquests casos, estan dirigits en la seva majoria des de la cama en forma d'aparells des-rotadors, i no exclusivament des del peu.

Tanmateix, dins de l'àmbit Podològic, sí que és freqüent la utilització de tractaments que, aplicats des del peu, volen corregir els trastorns torsionals. Aquests han estat analitzats en aquest treball havent observat que, sols en algunes ocasions, han generat publicacions en revistes indexades d'impacte. Una interpretació per aquest mancança es podria deure al fet que, en el camp Podològic, s'ha treballat molt des de l'experiència empírica, aportant aquesta molta riquesa de coneixement, però faltant validar-la mitjançant treballs amb metodologia científica i significació estadística suficient, per poder ser acceptats en les bases de dades de publicacions amb impacte. Això explicaria, en certa part, aquest llacuna de publicacions que es dona. En l'actualitat, i amb la incorporació de la Podologia en els ensenyaments de Grau, Màsters i Doctorat, hi ha una major implicació en la recerca i la metodologia científica pel que fa al procés de la realització de treballs, podent traduir el coneixement empíric en evidència estadística contrastada.

5.4. JUSTIFICACIÓ DE LA TÈCNICA REALITZADA PER LA REALITZACIÓ DE LES ADQUISICIONS AMB LA PLATAFORMA DE FORCES PER L'ANÀLISI DELS TRACTAMENTS

Per realitzar les adquisicions amb la plataforma de forces, en la literatura hi ha descrites dues mecàniques:

- Una d'elles és cobrir la plataforma de forces amb una catifa de goma de poc gruix, de manera que el participant no pugui distingir on es troba situada, i per tant, no estar

influït per la suggestió inconscient de voler encertar-la, amb la consegüent distorsió de la petjada que això podria ocasionar. El problema que suposa aquesta modalitat seria, d'una banda, la lleugera alteració que el gruix de la goma pot ocasionar en la lectura de les forces Augsburger S (174), i de l'altra, la necessitat d'haver de realitzar un gran nombre d'adquisicions per poder escollir aquelles que han estat encertades, amb el consegüent cansament del participant.

- L'altra modalitat consisteix a deixar la plataforma al descobert, i marcar un punt fix de sortida per iniciar cada adquisició, el qual ha estat calculat en funció de la llargada de les passes de cada individu, mitjançant un entrenament previ, de forma que hagi pogut adquirir una cadència de marxa constant i desimbolta, en què coincideixi la seva petjada sobre la superfície de la plataforma; el problema que suposa aquesta modalitat és el condicionament sobre la petjada que es podria produir en voler encertar; no obstant, Wearing (173, manifesten que l'efecte distorsionador d'aquesta forma de realitzar les adquisicions, es bastant mínim.

La tècnica de cobriment de la plataforma comporta haver de realitzar moltes adquisicions per tal de poder escollir les que han aconseguit encertar la seva superfície. Atès el gran nombre d'adquisicions que estaven previstes de realitzar per a l'anàlisi de tots els tractaments en aquest treball d'investigació –un mínim de 100 per cada participant–, es va optar realitzar-les amb la tècnica descoberta, ja que amb l'altra tècnica hauria estat molt difícil assolir l'objectiu.

5.5. RELACIÓ ENTRE EL MLV INTERN MESURAT EN LA SUPERFÍCIE PLANTAR I EL MOMENT DE FORÇA REAL QUE RECAURÀ SOBRE LA SUPERFÍCIE ÒSSIA DE LA TÍBIA

En aquest treball, l'anàlisi de la torsió que experimenta l'extremitat en recolzar, s'ha efectuat quantificant el MLV intern mitjançant la plataforma de forces (90,128,132) (apartat 1.7.2) (Figura 1.52). Aquest s'ha definit com el moment de torsió que succeeix sobre l'eix vertical, causat per la resultant de la força de reacció generades per la fricció del terra, originada en el centre de pressions CoP (129,133,134) a cada instant del recolzament. Cal especificar en aquesta discussió que el MLV calcula la torsió que actua solament en la superfície de la planta del peu que està en contacte sobre la plataforma, no sent per tant el moment de torsió real que recaurà sobre la superfície de la tibia. Milner et al (135) el defineix com la mesura de l'esforç de torsió sobre l'eix vertical en la interfase entre la sabata i el terra; no és, per tant, el moment de torsió real que recaurà sobre el cartílag articular de la tibia del nen en creixement, en el qual volem incidir com a mecanisme corrector, però no obstant, sí que en serà un bon indicador per l'estreta relació de dependència de moviment existent entre el peu i la tibia (apartats 1.4.2 i 1.5.3) (Figures 1.29, 1.30, 1.36, 1.37, 1.42, 1.43). Ohkawa et al (139) el valoren com l'índex d'estrès de torsió que recau sobre l'extremitat.

És, per tant, un molt bon recurs per valorar, des del pla transvers, l'efectivitat dels tractaments que hem estudiat en aquest treball.

5.6. DISSENY D'UN REGISTRE GRÀFIC TIPUS, DELS MLV QUE ES PRODUEIXEN DURANT EL CICLE DE LA MARXA EN LES TTI

El model de gràfica tipus, amb comportament homogeni, dels MLV registrats en aquest treball, obtinguts en les diferents fases de la marxa –segons classificació de Perry J (87)–, de les 664 adquisicions dels 32 participants **amb TTI d'aquest estudi**, és com la que es mostra

en les figures (Figura 5.2, 4.1, 4.2, 4.3). En ella, podem observar-hi el següent:

- En el primer 20% del cicle de la marxa, és realitza un MLV intern
- A partir del primer 20% del cicle de la marxa, fins poc abans de l'enlairament dels dits del peu que recolza, el MLV es torna extern
- En l'últim moment del recolzament final, es torna a realitzar un MLV intern de menor intensitat, just quan es fa la propulsió amb l'hàl·lux.

Aquest resultat confirmaria la 1a de les hipòtesis d'aquest treball, per la qual el MLV intern es produeix en el primer 20% del cicle de la marxa.

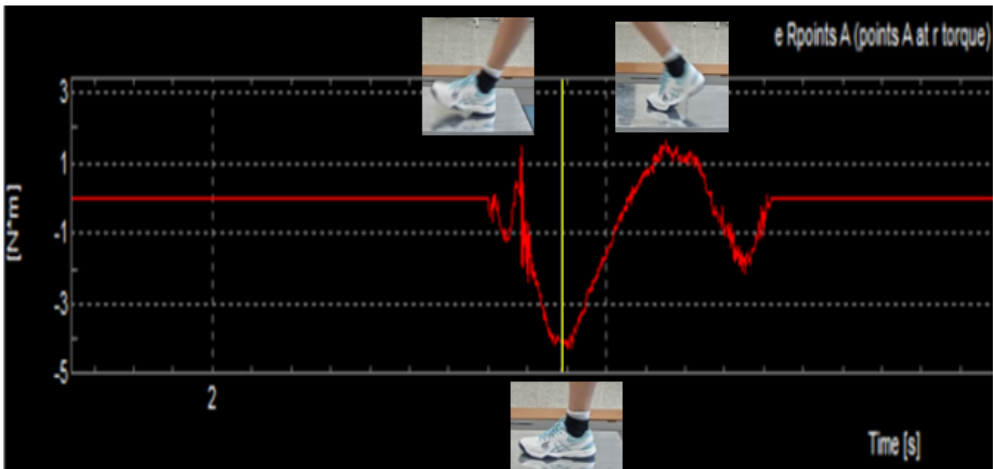


Figura 5.2. Registre dels MLV obtinguts amb plataforma de forces en les diferents fases de la marxa de les TTI de l'estudi. El valor màxim del MLV intern es troba quantificat en negatiu amb el que marca la línia groga vertical.

Els resultats trobats del MLV en les diferents fases de la marxa sobre persones amb TTI són similars als obtinguts en els estudis (apartat 1.7.3) de Holden et al (90) (Figura 1.53) i en el de Hsu-wen-

ho et al (141) (Figura 1.54) , sobre persones que no presenten patologia, amb l'única diferència que en el treball de Holden et al (90), la durada del MLV intern es troba més augmentada en la fase de recolzament mig, sobrepassant el 20% del primer cicle de la marxa; aquesta variació es pot explicar pel fet que el treball està realitzat amb corredors, sent per tant el recolzament final més ràpid, mentre que en el treball de Hsu-wen-ho et al (141) i en l'actual estudi que ens ocupa, la cadència de marxa ha estat realitzada amb un caminar desinhibit, sense carrera. Per tant, podríem dir que el patró de torsions que experimenten sobre la cama les TTI són molt similars al dels individus sense patologia. En aquest sentit, efectuar estudis sobre individus sense patologia torsional podria ser similar al que sí que la presenten.

Pel fet de no haver trobat publicacions que hagin analitzat els moments de torsió que actuen sobre l'extremitat en TTI durant les fases de la marxa, els resultats obtinguts en aquest treball no poden ser comparats.

5.7. ANÀLISI BIOMECÀNICA DE L'EFFECTE CORRECTOR BUSCAT, DES DEL PEU, PER ALS TRACTAMENTS CONSERVADORS DE LES TTI

El que ens interessa conèixer en aquest treball és com es generen les forces de torsió que, durant la marxa, actuen sobre la cama a cada passa quan el peu recolza al terra, a la fi de potenciar, mitjançant els tractaments biomecànics que son dirigits des de el peu, aquelles que van a favor d'actuar com a correctores de les TTI.

De les anàlisis de la biomecànica dels moviments que experimenta l'extremitat en les diferents fases de la marxa que, des de la visió des del pla transvers, hem pogut veure en Michaud TC (89) (apartat 1.4.2), i alhora, en els treballs cinemàtics realitzats amb càmeres d'alta resolució (116-120), comentats en l'apartat 1.6, que durant el primer

20% del cycle de la marxa, la cama realitza, de manera fisiològica, una RM (Figura 5.3).

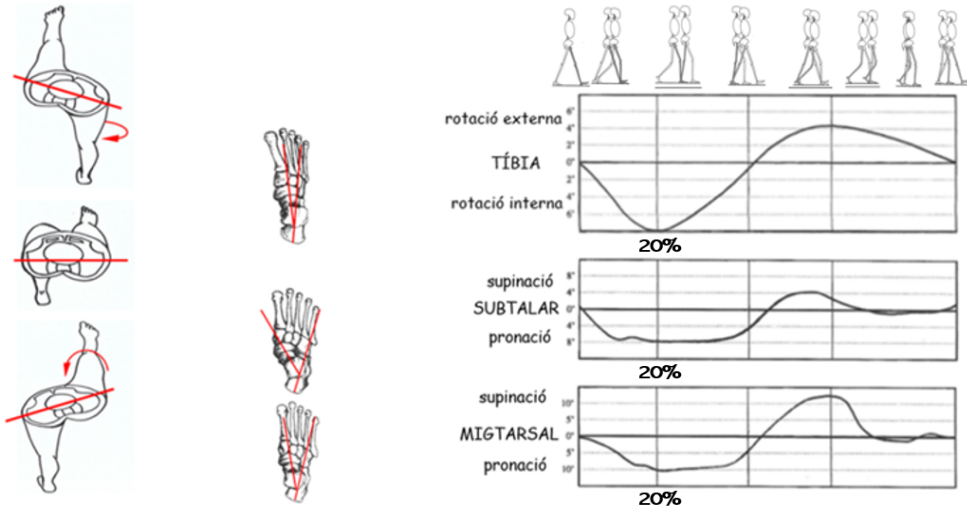


Figura 5.3. Rotació Medial de la tibia i pronació del peu, que es produeixen en el primer 20% del cycle de la marxa –classificació de Perry J (87)– en gràfics de Michaud (89); imatge esquelet del peu adaptada de Root (92)

Aquesta RM de l'extremitat, al estar el peu ancorat en el terra, produirà un moment de força, el qual ha estat mesurat en el genoll mitjançant la integració d'estudis cinètics i cinemàtics en els treballs de Andriachi et al (117) i Chehab et al (118) (apartat 1.7.4), i en la superfície plantar com a MLV intern mitjançant plataforma de forces, en els treballs de Holden et al (90) i Hsu-wen-ho et al (141) (apartat 1.7.3). Els registres obtinguts dels resultats d'aquests estudis, realitzats sobre individus sense patologia, són coincidents amb els trobats en els participants amb TTI d'aquest treball d'investigació, (apartat 4.4) i (Figura 5.2), veient per tant, que el fet de presentar aquest trastorn pràcticament no afecta la forma de com els moments de torsió actuen en les diferents fases de la marxa, en comparativa als individus normals.

Alhora, a l'acció d'aquest moment de rotació intern que es produeix durant el primer 20% del cicle de la marxa, se li oposarà la força de fricció en abducció que el terra produeix sobre el peu. Tal com ens mostra Holden JP et al (90) (apartat 1.6) (Figura 1.49a), generaran com a resposta unes forces de reacció iguals i de sentit contrari –3a llei de Newton (121), i per tant externes, dirigides cap a l'eix de la tibia.

Quan sobre el segment longitudinal d'un cos hi actuen dues forces iguals i en sentit contrari, és produeix en ell un fenomen de torsió (1) (Figura 1.2a). En base a això, els dos moments de torsió que actuen alhora faran que, a cada passa, es produeixi un esforç de torsió externa sobre l'eix longitudinal de la cama, el qual hem pogut veure representat gràficament (Figura 5.1).

El grau de deformació que aquestes forces poden arribar a tenir a cada passa sobre la superfície òssia, ha estat quantificat en el treball de Yang P et al (142) mitjançant uns cargols amb tutors visuals implantats directament sobre la cortical de la tibia, trobant que la part proximal d'aquesta experimentava a cada passa una torsió externa respecte a la distal d'entre 0,67° a 1,66° (apartat 1.7.5).

Això ens mostraria que l'efecte de torsió externa que es dirigeix cap a la cama durant el primer 20% del cicle de la marxa, podria ser capaç **de modificar, a cada passa, les trabècules òssies de la tibia del nen**. Aquesta suposada correcció biomecànica, actuant de forma continuada, podria explicar la torsió externa fisiològica que es produeix en la tibia del nen al llarg del creixement (4,22,25,29,30,54,55,57,59,60) (apartat 1.2.2), la qual fa que, de no haver-hi pràcticament torsió en el moment del naixement, passi als 25° de mitjana en l'edat adulta (apartat 1.2).

En base a aquest raonament, incrementar aquest efecte biomecànic podria actuar, des del peu, **com a mecanisme corrector de les TTI durant la marxa**, sent aquest el principal objectiu d'aquest treball;

ahora, al haver comprovat que en les TTI el MLV intern actua durant el primer 20% del cicle de la marxa, si volem potenciar aquest efecte, **els tractaments que es dissenyin des de el peu, hauran de tenir el seu focus d'actuació en aquestes interval del cicle de la marxa.**

5.8. ANÀLISI BIOMECÀNICA DELS TRES TRACTAMENTS TRADICIONALS QUE, DES DEL PEU, SÓN UTILITZATS PER LES TTI: –*Gait Plate, Torqheel* i Falca Pronadora–

5.8.1. Increment de l'APM com a mecanisme corrector

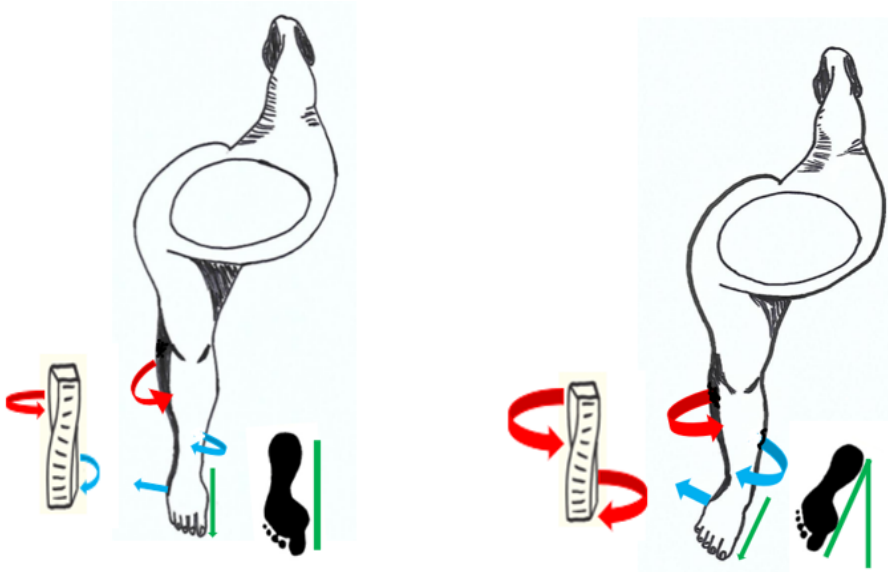


Figura 5.4. Increment del moment de torsió extern cap a l'eix longitudinal de la cama, mitjançant l'augment de la RM de l'extremitat

a) durant el primer 20% del cicle de la marxa, l'extremitat realitza una RM (38,89,109,116–120), a la que se li oposa les forces de reacció del fregament del terra (90), generant-se un moment de torsió extern sobre la cama a cada passa

b) hipotèticament, augmentant l'APM s'incrementaria el recorregut articular en RM, i amb ell, el moment de torsió extern de reacció que es genera cap a l'eix longitudinal de la cama a cada passa (90,117,118,141)

En els tres tractaments tradicionals, *Gait Plates*, *Torgheel* i la Falca Pronadora, l'objectiu buscat és incrementar l'APM com a mecanisme corrector de les TTl.

La hipòtesi que podem fer amb l'anàlisi biomecànica del que produirà aquesta acció, seria que, en incrementar l'APM, s'augmentarà el recorregut articular en RM que realitza la cama durant el primer 20% del cicle de la marxa (38,89,109,116-120) (apartat 1.4.2 i 1.6) (figura 5.3); donada la interrelació de moviments que tenen cama i peu, pel fet de ser l'articulació del turmell una tròclea en la qual, quan la cama rota medialment, obliga també a l'astràgal a fer-ho, (apartat 1.5.3 i 1.5.5) (Figures 1.36, 1.37, 1.42 i 1.43), s'incrementarà el MLV intern sobre la superfície plantar (apartat 5.6), (Figura 5.2), potenciant, per tant, el moment extern corrector cap a l'eix longitudinal de la tibia que les forces de reacció del terra produeixen (90,117,118,141) (Figura 5.4).

Aquest efecte buscat, podria estar reafirmat amb el fet observat que les ACF augmentades, al final del creixement coexisteixen, com a fenomen evolutiu, amb una torsió tibial externa compensatòria per sobre del rang de normalitat, (51,58,143,144) (apartat 1.8.2), havent-se pogut establir en aquets estudis la correlació de dependència existent entre l'ACF augmentada i la TTE, en el sentit que, *a més antetorsió es troba més TTE, verificant-se alhora en un d'ells, que el 50% d'ACF augmentades presentaven una TTE per sobre del rang de normalitat.*

L'etiologia d'aquesta compensació, podria explicar-se per la gran RM que realitza aquest trastorn en recolzar el peu al terra (14) (apartats 1.3.2 i 1.8.2) (Figures 1.19 1.63) Aquest moviment rotacional intern augmentat i sobtat, podria ser el causant d'incrementar l'efecte de torsió externa que recau sobre la cama a cada passa, pel fet d'augmentar-se la força del braç de palanca rotatòria que el peu realitza durant el primer 20% del cicle de la

marxa (Figura 5.1), ocasionant per tant, una TTE excessiva en acabar el creixement.

La hipòtesi d'augmentar l'APM com a mecanisme corrector de les TTI, també vindria reafirmada amb l'estudi d'Almosnino S et al (136) (apartat 1.8.1), en el qual es realitza una anàlisi cinètica amb plataforma de forces, on els individus participants van realitzar tres tipus de marxa: normal, amb Add de 30° i amb Abd de 30°. En cadascuna d'elles es va quantificar el MLV. En el resultat de la comparativa entre elles podem veure que **les marxas en Abd amb 30° graus d'obertura, augmentaven el MLV intern en el primer 20% del cicle de la marxa**, en comparativa a la marxa normal, el que representa l'increment del moment de torsió extern que es dirigeix cap a la cama com a resultat de les forces de reacció del terra, mentre que la marxa amb Add, produïa el fenomen contrari

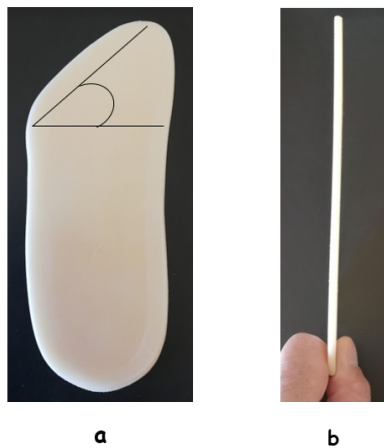


Figura 5.5. repetida apartat 3.4.1.1 Gait plate peu dret. a) acabament amb angulació de 40° b) placa plana sense adaptació a la superfície plantar.

Un altre fet a tenir en compte en l'increment de l'obertura de l'APM, seria el que, com més es posiciona el peu en RL, més serà la càrrega que es desplaça cap al seu costat medial, incrementant així la seva pronació, i amb ella, el MLV intern (90) (apartat 1.10).

A la llum d'aquests estudis, augmentar el recorregut de la RM que, de forma fisiològica realitza l'extremitat durant el primer 20% del cicle de la marxa, mitjançant l'increment de l'APM, augmentaria l'efecte de torsió externa sobre la cama a cada passa (figura 5.1), el qual és l'efecte corrector buscat per tractar, des del peu, les TTI; ***això explicaria la hipòtesi en la qual es basen els tractaments clàssics que tradicionalment s'apliquen i que es planteja en aquest treball com un dels objectius d'anàlisi.***

5.8.2. Anàlisi biomecànica de l'acció dels *Gait plates*

La biomecànica que utilitzen els *Gait plates* per incrementar l'APM és mitjançant l'allargament de termoplàstic que presenten cap als radis externs, sobrepassant la 4a i 5a articulació MTF (Figura 5.5a repetida de l'apartat 3.4.1.1). Aquest allargament, quan el taló s'eleva i sols recolza l'avantpeu, pel fet de ser semirígid provocarà la ferulització d'aquests radis externs, actuant com un braç de palanca, el qual, en estar angulat a 40° a la de l'eix de progressió en què el peu propulsa, provocarà un moment angular que el rotarà externament.

Valmassy (156) també ho explica dient que, quan el peu propulsa, la prolongació semirígida que presenten per d'avant de les articulacions MTF dels radis externs, no permet la flexió d'aquestes, amb la qual cosa, l'avantpeu es veu obligat a rotar externament per tal que el primer, segon i tercer radi, pel fet de no estar ferulitzats, siguin els que dors-flexionin i permetin així la propulsió.

Cal remarcar que, els *Gait plates*, pel fet de ser **una estructura plana** (Figura 5.5b repetida de l'apartat 3.4.1.1), la seva acció es concentra exclusivament en la seva prolongació que va cap a l'avantpeu, durant la fase de recolzament final quan s'enlaira el taló, no presentant cap mena d'influència en les fases prèvies. Aquest seria un fet rellevant a l'hora de valorar la seva efectivitat.

5.8.3 Anàlisi biomecànica de l'acció de les taloneres *Torqheel*

L'increment de l'APM en les taloneres *Torqheel* es produirà per l'acció dels tacs de goma, els quals en doblegar-se per la carga que recau sobre ells quan el taló recolza, produiran un moment de força en el sentit de la seva deformació; la suma de les forces en les diferents direccions, pel fet d'estar posicionades en circumferència, produiran un moviment circular fent que el peu roti externament. (Figura 5.6 repetida de l'apartat 3.4.1.2)

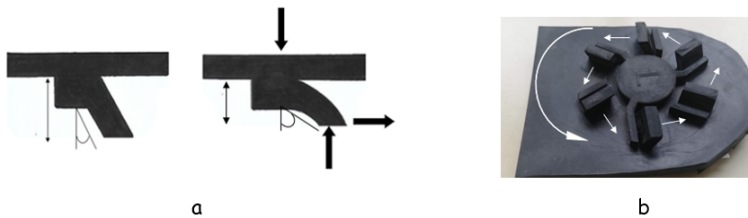


Figura 5.6. Talonera *Torqheel* a) moment de força que produeix la deformació de cada tac b) moviment circular que provoquen les diferents direccions dels moments de força de cada tac.

Cal remarcar que el *Torqheel* al ser una superfície plana, el seu moviment serà bàsicament, mitjançant l'eix vertical, sobre el pla transvers afectant poc al sagital i al frontal, ***no fomentant, per tant, el moviment de pronació del peu***, el qual s'efectua necessàriament de manera combinada quan s'afecten tres plans.

Aquesta seria un reflexió rellevant a l'hora de valorar la seva efectivitat.

5.8.4. Anàlisi biomecànica de la falca Pronadora

La falca Pronadora (Figura 5.7 repetida de l'apartat 3.4.1.3), està col·locada en el costat lateral del taló de la sabata, en angulació externa de 20° respecte la línia de progressió del peu durant la marxa, i alhora, amb un disseny descendent de lateral a medial, el que provocaria, en recolzar el peu, dues accions:

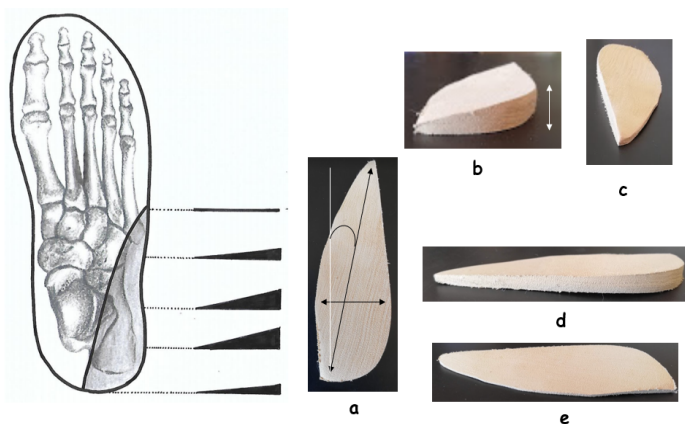


Figura 5.7. repetida apartat 3.4.1.3 **falca pronadora.** **a)** visió dors-plantar. **b)** visió posteroanterior. **c)** visió anteroposterior. **d)** visió lateral. **e)** visió medial

- La diferent direcció que presenta en referència a l'eix del peu, en estar-hi angulada en 20° , produiria en aquest un moment de força circular extern que tendiria a incrementar l'APM, augmentant així, tal com ha estat explicat anteriorment (apartat 5.8.1), el recorregut articular en RM que realitza la cama durant el primer 20% del cicle de la marxa (38,89,109,116-120) (Figura 5.3) i, amb ell, la força de braç de palanca que realitza el peu en quedar ancorat al terra, augmentant així el moment de torsió extern corrector que generen les forces de reacció del terra cap a l'eix longitudinal de la cama (90,117,118,141) (Figura 5.1).

5.9. ANÀLISI BIOMECÀNICA DE LA NOVA PROPOSTA DE TRACTAMENT

5.9.1. Objectiu i estratègia del tractament

L'objectiu plantejat en la Nova Proposta de tractament per a les TTI en nens, és la d'augmentar el MLV intern que es produeix durant el primer 20% del cicle de la marxa, amb la finalitat d'incrementar el moment de torsió externa que les forces de reacció del terra generaran a cada passa, com a mecanisme corrector de les TTI.

Aquest MLV intern el podem veure registrat en un model de gràfica tipus, obtingut amb els registres dels participants amb TTI d'aquest treball (apartat 5.6).

L'estratègia per aconseguir-ho ha estat basada en la sinèrgia de dues actuacions a realitzar durant el primer 20% del cicle de la marxa:

1. Incrementar la pronació del peu, amb la col·locació d'una falca supinadora d'avantpeu i una pronadora de retropeu a la sola de la sabata, fent que la seva acció combinada incrementi la pronació desfent la volta plantar.
2. **Incrementar el recorregut articular en RM que l'extremitat realitza de manera fisiològica durant aquest període, mitjançant l'augment de l'APM per l'acció de la falca pronadora, tal com ho realitzen els tractaments clàssics (apartat 5.8.4).**

5.9.2. Justificació de l'acció conjunta d'incrementar el recorregut articular en RM de la cama i la pronació del peu

5.9.2.1. Interrelació entre la RM de la cama i la pronació del peu:

Per justificar l'acció conjunta d'incrementar el recorregut articular en RM de l'extremitat i la pronació del peu en la Nova Proposta, caldria recordar la interrelació que existeix entre les dues accions durant la fase de recolzament de la marxa. Pel fet de ser l'articulació del turmell una tròclea (108), tal com s'ha vist anteriorment (apartat 1.5.3), l'astràgal està enforquillat en els seus costats lateral i medial pels mal·lèols peroneal i tibial, permetent *sols la flexo-extensió de l'articulació* i, per tant, quan la cama rota medialment, també obligarà l'astràgal a fer-ho, abocant el peu cap a la pronació, i a l'inrevés, quan el peu prona, obligarà la cama a rotar medialment, retroalimentant-se així mútuament de manera bidireccional (111-114,124,125) (apartat 1.5.3 i 1.5.5). **Per tant, l'increment d'una acció, repercutirà en l'augment de l'altra de manera sinèrgica.**

5.9.2.2. Acció d'augmentar la Pronació del peu

Holden et al (90), en el seu treball realitzat amb individus sans, analitza l'acció que tenen unes falques Pronadores i unes altres de supinadores col·locades a les sabates en comparativa a no portar-les (apartat 1.10). El resultat va ser que les pronadores augmentaven en MLV intern, mentre que les supinadores el disminuïen, en comparativa a no portar-les. Podem veure, per tant, la forta interrelació que existeix entre la **Pronació del peu i el MLV intern, en el sentit que, quan s'incrementa el valor de la primera, ho fa proporcionalment l'altre, fet en el qual es basa la 4a hipòtesi d'aquest treball en les TTI.**

L'increment del MLV intern provocarà l'augment del moment de torsió extern corrector que generaran les forces de reacció del terra **cap a l'eix longitudinal de la cama** (90,117,118,141) (Figura 5.1), potenciant així el fenomen corrector buscat per les TTI.

5.9.2.3. Acció d'augmentar la RM de la cama

Tal com s'ha argumentat anteriorment (apartat 5.8.1), en incrementar l'APM, s'augmentarà **el recorregut articular en RM** que realitza la cama durant el primer 20% del cicle de la marxa (38,89,109,116-120) (figura 5.3) (apartat 1.4.2 i 1.6), i amb ella **el moment rotador intern** que es genera en CCT (apartat 5.6), (Figura 5.2), potenciant així el **moment extern** corrector que les forces de reacció del terra dirigeixen cap a l'**eix longitudinal de la cama** (90,117,118,141) (figura 5.4).

Aquest efecte biomecànic estaria ratificat amb els següents estudis:

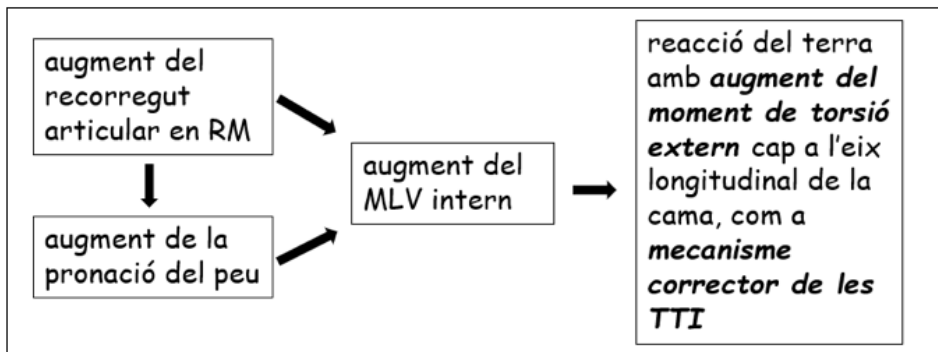
- En el treball Almosnino et al (136) (apartat 1.8.1), se'ns mostra que l'augment del recorregut articular en RM, mitjançant l'increment de l'APM en 30° en els individus sense patologia, comporta un augment del MLV intern.
- Tanmateix, hem pogut veure en l'apartat 1.8.2, la relació lineal

de dependència que mostra la ACF amb la TTE (143,144) -l'increment de la primera produeix l'augment de la segona-, al temps que s'ha observat que el 50% de les ACF augmentades acaben amb una TTE excessiva (51,58), suposadament pel recorregut articular augmentat en RM que aquelles presenten.

Per tant, en base a aquestes dues observacions, podríem deduir que, ***incrementar el recorregut articular en RM mitjançant l'augment de l'APM, ho faria també sobre el MLV intern, sent aquesta la 2a hipòtesi que es planteja en aquest estudi.***

En base a les dues argumentacions realitzades, l'increment de la pronació del peu i del recorregut articular en RM de l'extremitat durant el primer 20% del cicle de la marxa en les TTI, en la seva acció combinada que s'ha realitzat en aquesta Nova proposta de tractament, augmentarien de manera sinèrgica l'acció de braç de palanca de rotació que el peu realitza en recolzar i, amb ella, el MLV intern, incrementant d'aquesta manera, a cada passa, el moment de torsió extern que les forces de reacció del terra transmetran cap a l'eix longitudinal de la cama (90,117,118,141) (figura 5.1), sent aquest l'objectiu que es persegueix en aquest treball.

En base a tot el que ha estat explicat, ***podem establir un cadena cinètica unitària per incrementar el MLV intern com a mecanisme de correcció de les TTI:***



5.9.3. Anàlisi de les falques dissenyades per la Nova Proposta de tractament:

Els dos objectius buscats per la Nova Proposta de tractament d'incrementar, per una part, la **Pronació de peu**, i per l'altra **l'APM i amb ell el recorregut articular de la RM** que la cama realitza durant el primer 20% del cicle de la marxa, es realitza mitjançant l'acció sinèrgica de dues falques col·locades en la sola de la sabata:

- una **Supinadora d'avantpeu** i una **Pronadora de retropeu**

5.9.3.1. Increment de la Pronació del peu

Per aconseguir l'augment de la pronació del peu en les TTI per tal d'incrementar el MLV intern, tal com ens mostra Holden et al (90) sobre individus sense patologia, s'ha realitzat mitjançant l'acció conjunta de les dues falques – la pronadora en el retropeu la supinadora col·locada en l'avantpeu:

- La falca pronadora de retropeu incrementaria la pronació basant-nos en la següent argumentació: pel fet d'estar situada en el costat lateral del taló de la sabata de forma descendent cap a medial, produiria l'eversió del calcani, provocant així que l'astràgal realitzi RM i flexió plantar, ocasionant un moviment tri-planar que es dirigirà cap a la resta del peu provocant la seva pronació (apartat 1.5.3).
- La combinació de la falca pronadora de retropeu amb la supinadora d'avantpeu, potenciarien de manera sinèrgica la pronació del peu en base a les observacions de Root (113), Inman (114) i Paparella (115) sobre la interrelació contrària que presenta el retropeu amb l'avantpeu en CCT.

Focalitzant amb més detall aquest últim concepte, tal com hem pogut veure anteriorment en l'apartat 1.5.3, el moviment de pronació de l'articulació subtalar que succeeixi en CCT (89,91,110,112,122), quan la cama realitza una RM durant el primer 20% del cicle de la



Figura 5.8. En CCT, l'eversió del retropèu produeix la inversió de l'avantpeu en els mateixos graus

marxa (38)(89)(109)(116-120) (apartat 1.4.2 i 1.6) (Figura 5.3), fa que l'eversió del calcani que en ella es produeix, es transmeti de forma sincrònica cap a l'avantpeu, mitjançant l'articulació mig tarsiana, la qual, en actuar de pont transmissor del moviment entre el retropèu i l'avantpeu

(125), realitza, en aquest últim, un moviment contrari d'inversió amb els mateixos graus Root (113), (Figura 5.8) Aquestes dues accions combinades produeixen la pronació de la volta plantar. Inman (114) ens mostra aquest fet de forma gràfica quan, en provocar manualment l'eversió del retropèu i la inversió de l'avantpeu, podem observar com es desfà la volta plantar (Figura 5.9 a). Aquests dos moviments contraris que succeeixen en CCT desfan l'hèlix de la volta plantar descrita per Paparella (115) (Figura 5.9 b), produint la seva pronació.

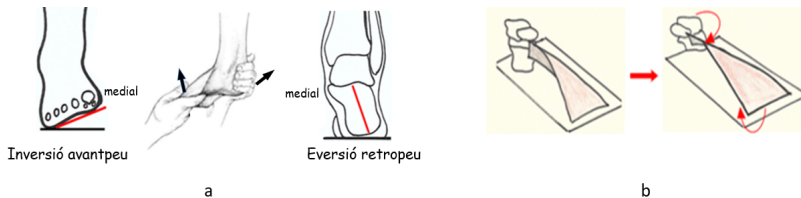


Figura 5.9. Pronació del peu produïda per l'acció combinada de la inversió de l'avantpeu i l'eversió del retropèu

a) Efectuant manualment l'eversió del retropèu conjuntament amb la inversió de l'avantpeu, es pot observar com es desfà la volta plantar; imatge lateral peu dret adaptada d'Inman (114)

b) Concepció de Paparella (115) de la volta plantar en forma d'hèlix, la qual es desfà amb l'eversió del retropèu i la inversió de l'avantpeu

La col·locació de les dues falques en aquesta Nova Proposta de tractament, s'ha efectuat tal i com és mostra en la Figura 5.10.



Figura 5.10 Pronació de tota la volta plantar, invertint l'avantpeu i evertin el retropeu, segons les observacions d'Inman (114) -imatge lateral del peu adaptada-

a) inversió avantpeu amb falca supinadora.

b) eversió del retropeu amb falca pronadora

5.9.3.2. Increment del recorregut articular en RM de l'extremitat

L'obertura de l'APM per augmentar el recorregut articular en RM de l'extremitat, i amb ella el MLV intern en les TTI, s'ha intentat realitzar mitjançant l'acció de la falca Pronadora que es col·loca al retropeu, analitzant el seu mecanisme d'acció en l'apartat 5.8.4.

5.10. ANÀLISI COMPARATIVA DELS RESULTATS OBTINGUTS EN AQUEST TREBALL DELS TRACTAMENTS TRADICIONALS -*Gait Plate, Torqheel* i Falca Pronadora-, VERS ELS REALITZATS PER ALTRES AUTORS

5.10.1. *Gait Plate*

5.10.1.1. Anàlisi de l'Angle de Progressió de la Marxa

En aquest treball, els *Gait plates* aconsegueixen sobre TTI, augmentar l'APM en $1,63^\circ$ en comparativa a *No portar tractament*, (Taula 4.5, Gràfic 4.5, apartat 4.1.4) sent aquest resultat estadísticament significatiu - $p\text{-valor} < 0.01$ -. **Aquest resultat confirmaria la segona hipòtesi d'aquest treball.**

La capacitat d'increment trobada en aquest estudi coincideix amb els resultats d'altres articles publicats en revistes d'impacte que han analitzat la seva acció (Taula 5.2) , amb la diferència que els valors d'obertura trobats en aquests últims són més elevats. Redmond AC (157) aporta que milloren la marxa amb Add en 6° de mitjana i Munuera et al (155) en 3,6° en comparativa a no utilitzar tractament, sent tots ells estadísticament significatius; cal remarcar que aquests estudis valoren la marxes amb Add sense fer diferenciació del tipus d'etiologia, no estant per tant focalitzats únicament sobre les TTI; tanmateix, el càlcul de l'APM ha estat realitzat sobre pedigrafies en base a l'eix longitudinal del peu angulat amb l'eix de progressió de la marxa, mentre que en el treball que ens ocupa, s'agafa del CoP (129,133,134) la línia representada pel seu primer i últim punt en el recolzament del peu, angulada amb l'eix de progressió de la marxa (apartat 3.5.4), constituint, per tant, aquesta diferència en la forma de mesurar, d'un cert biaix comparatiu.

L'explicació al resultat inferior de millora que s'obté en aquest treball, es podria deure a la poca flexibilitat que tenen les soles de la sabates que han estat utilitzades per fer les adquisicions, com moltes esportives que es troben en el mercat, mentre que les fetes servir en els estudis en què es comparen, en tenen molta. La utilització d'una sabata flexible permetria actuar a l'allargament semirígid que té el *Gait plate* cap el 4° i 5° radi (Figura 5.5), produint un moment de rotació extern sobre el peu en la fase de recolzament final, quan s'enlaira el taló. Si la sola de la sabata és poc flexible, com és el cas de la utilitzada en aquest estudi, ferulitzarà en part tot el peu i, per tant, la tendència serà la d'inhibir l'acció esmentada del *Gait Pplate*. Aquesta podria ser una raó que explicaria la diferencia de valors.

La interpretació que podem fer d'aquest raonament seria que la duresa de la sola és dominant sobre l'acció del *Gait plate* i que, per tant, perquè siguin efectius per obrir l'APM, hauran de ser utilitzats sempre amb sabates de sola flexible.

Una altra consideració a tenir en compte seria que, a la vista dels resultats, els *Gait plates* aconsegueixen incrementar molt pocs graus l'obertura de l'APM – 1,63° en aquest estudi, 3,6° aportat per Munuera et al (155) i 6° com a resultat més alt referenciat per Redmond (157). La pregunta a plantejar seria si aquest petit guany de Abd del peu que aporten, arribarà a tenir alguna influència en l'increment del moment de torsió externa que es produeix durant el primer 20% del cicle de la marxa, el qual és l'objectiu principal d'aquest treball com a mecanisme corrector de les TTI.

Existeixen altres publicacions que expliquen la capacitat que tenen els *Gait plates* d'aconseguir augmentar l'APM (apartat 1.9.2) (Taula 5.2):

- Schuster (154) manifesta que corregeixen la marxa en Add entre 5° a 20° i Valmassy (156) també parla de la millora que produeixen sense donar xifres. Cap del dos autors dona alguna dada que corroborei les seves afirmacions. El treball de Ganjehie et al (160) mostra que els *Gait Plates* augmenten en 7,31° l'APM en marxes en Add en marxes que tenien com a etiologia ACF augmentada; no obstant, aquests resultats són enganyosos ja que es troben per sobre del nivell de significació del 0,05 en què han estat realitzades les proves d'hipòtesis de l'estudi, no sent, per tant, estadísticament significatius. Redmond (158) aporta també un estudi fet amb qüestionaris als pares del nens als quals se'ls havia efectuat un tractament amb *Gait plates*, mostrant com a resultat un grau de satisfacció alt, però sent aquesta una apreciació subjectiva en la qual no s'aporta cap dada quantificable.

Aquestes publicacions ens poden ser orientatives, però no se'n poden derivar afirmacions concloents pel fet de no tenir prou rellevància científica en tant que no aporten dades suficients que corrobordin els seu resultats.

5.10.1.2. Anàlisi del Moment Lliure Vertical intern

Els resultats ens mostren que els *Gait Plates* no sols no augmenten, sinó que disminueixen el MLV intern que es produeix durant el primer 20% del cicle de la marxa (Figura 5.2), en la petita quantitat de 0,01 Nm (%BW), en comparativa a no dur tractament, (Taula 4.11 i Gràfic 4.12 apartat 4.2.4), **no sent aquest resultat estadísticament significatiu** - $p = 0,968$ -. Per tant, no es pot rebutjar la H_0 de No existir diferència entre portar el tractament i no dur-lo, amb la qual cosa no es demostra que la seva utilització tingui alguna influència en augmentar el MLV intern i, amb ell, el moment de torsió externa cap a l'eix longitudinal de la cama que es produiria a cada passa (Figura 5.1), sent aquest el principal objectiu que es busca en aquest estudi com a mecanisme corrector de les TTI.

No s'han trobat estudis que hagin valorat l'acció que els *Gait plates* puguin tenir sobre el MLV intern que recau sobre la superfície del peu en recolzar, o bé del moment de torsió que pugui recaure directament sobre la tibia; per tant, no es pot establir una comparativa dels resultats obtinguts en aquest estudi amb d'altres treballs.

L'anàlisi del perquè els *Gait plates* no aconseguen incrementar el MLV intern podria ser el següent:

Tal com hem pogut veure anteriorment en les gràfiques obtingudes dels participants amb TTI en aquest treball (apartat 4.4) (Figura 5.2), i en els treballs en individus sense patologia de (90,141) (Figures 1.53 i 1.54 apartat 1.7.3), el MLV intern sols es produeix durant el primer 20% del cicle de la marxa. Els *Gait plates*, pel fet de ser una estructura plana (Figura 5.5b), la seva acció sols es dona durant el recolzament final quan sols recolza l'avantpeu (apartat 5.8.2). Per tant, no té cap influència sobre les forces correctores cap a la tibia que es generen amb MLV intern (Figura 5.1), en produir-se aquest sols en les fases anteriors.

Els resultats obtinguts confirmarien la tercera hipòtesi d'aquest treball, per la qual, perquè l'increment de l'APM sigui efectiu per augmentar el MLV intern, s'ha de produir dins del primer 20% del cicle de la marxa.

5.10.1.3. Relació dependència dels Gait Plates entre les variables APM i MLV intern, mitjançant el coeficient de correlació lineal de Pearson

Aquesta absència d'influència de l'augment de l'APM aconseguit pels Gait plates sobre el MLV intern també es veuria reafirmada amb el *scatter-plot* de dispersió elaborat a partir del coeficient de correlació lineal de *Pearson* (Gràfic 4.16, apartat 4.3), en el qual se'ns mostra que no existeix relació de dependència entre la variable de l'APM, ***en els graus d'obertura que es dona en els participants analitzats en aquest treball***, i la del MLV intern.

En base a això, obrir l'APM amb el Gait Plates no tindria efecte en l'intent d'augmentar el MLV intern.

5.10.2. Taloneres Torqheel

5.10.2.1. Angle de Progressió de la Marxa -APM-

Aquest estudi ens mostra que les taloneres *Torqheel* augmenten l'APM en 4,31°, (Taula 4.5, Gràfic 4.5, apartat 4.1.4), en referència a la mitjana de No portar tractament, de manera estadísticament significativa – $p < 0,01$ – per a un nivell de significació del 0,05;. **Aquest resultat confirmaria la segona de les hipòtesis d'aquest treball.**

Caldria explicar que els tacs de la talonera utilitzada en aquest treball tenen tots ells les mateixes dimensions pel fet que el fabricant les confecciona en una sola talla, no sent, per tant, adaptades a la grandària de les diferents numeracions de les sabates dels participants. Això podria suposar un petit biaix en els resultats

obtinguts, però hauria de condicionar molt poc la seva validesa en tant que la diferència és molt petita.

Aquests resultats estan en consonància amb els trobats per Knittell et al (148) sobre individus amb marxa en Add sense especificar-ne l'etiologia, en els quals la millora es de $6,6^\circ$, havent realitzat el càlcul de l'APM en base a l'eix longitudinal del peu angulat amb l'eix de progressió de la marxa; no obstant, en el treball que ens ocupa, la mesura es realitza agafant del CoP (129,133,134) la línia representada pel seu primer i últim punt en el recolzament del peu, angulada amb l'eix de progressió de la marxa (Figura 5.12), constituint, per tant, aquesta diferència en la forma de mesurar, un cert biaix comparatiu.

En la recerca feta, aquest és l'únic estudi que s'ha trobat publicat en què les seves dades han estat contrastades amb proves d'hipòtesis. Altres autors han parlat de les taloneres *Torqheel*: Rodemberger (161), explica amb detall el seu mecanisme d'acció; Valmassy (162) (163) (164), Mc Crea (164) i Staheli (175), parlen favorablement de la seva capacitat d'obertura de l'APM i Carbonell 2007 en descriu un mètode que prediu el comportament del material en que estan fabricats, però en cap d'ells s'aporten dades que corroborin les seves afirmacions o utilitat (apartat 1.9.3 i Taula 5.3).

5.10.2.2. *Moment Lliure Vertical intern*

Els resultats obtinguts en aquest treball ens mostren que les taloneres *Torqheel*, no sols no aconsegueixen augmentar el MLV intern que es produeix en el primer 20% del cicle de la marxa, sinó que el disminueixen en $-0,04 \text{ Nm (\% BW)}$, (Taula 4.11, Gràfic 4.12, apartat 4.2.4), sent aquest resultat estadísticament significatiu $-p < 0.01$ - per a un nivell de significació del 0,05; per tant, tot i que els *Torqheel* incrementen l'APM, en no aconseguir augmentar el MLV intern **no es confirma en ells la tercera hipòtesi d'aquest treball.**

No s'han trobat estudis que hagin valorat l'acció que les taloneres *Torqheel* puguin tenir sobre el MLV intern que recau sobre la superfície del peu en recolzar, o bé del moment de torsió que pugui recaure directament sobre la tibia; per tant, no es pot establir una comparativa dels resultats obtinguts en aquest estudi amb d'altres treballs.

Els resultats trobats, si bé els *Torqheel* són capaços d'augmentar l'APM, no ho aconsegueixen sobre el MLV intern, estant per tant en contradicció amb el que ens mostra el treball d'Almosnino et al (136) (apartat 1.8.1); en aquest podem veure que en augmentar la marxa en *Abd* del peu, sense correccions que alterin la seva prono-supinació, s'aconsegueix incrementar el MLV intern del peu en recolzar.

També caldria esperar que, com més es posiciona el peu en RE, més serà la càrrega que es desplaci cap al seu costat medial, i per tant, que s'incrementi la pronació i amb ella el MLV intern.

Els raonaments que expliquen els resultats obtinguts amb els *Torqheel* són els següents:

- els 4,31° graus d'increment de l'APM que s'obtenen en aquest treball seria un valor massa petit per incrementar de forma significativa el MLV intern, en comparativa amb els 30° d'obertura forçada del peu que es fa en el treball d'Almosnino et al (136)s, mitjançant els quals sí que l'aconsegueixen augmentar.

El mateix succeiria amb el poc augment de la carga que recaurà sobre el costat medial.

- Tal com hem pogut veure anteriorment en el treball de Holden et al (90) (apartat 1.10), el MLV intern s'augmenta per l'acció de la pronació del peu, la qual es produeix sobre els tres plans de l'espai per l'acció de la RM -pla transvers- i la flexió plantar -pla sagital- de l'astràgal, i l'eversió del calcani

–pla frontal–. En el cas de les taloneres Torqheel, pel fet de ser una estructura plana, el moviment que produeix és a través de l'eix vertical sobre el pla transvers majoritàriament figura 5.11, sense fer-ho sobre la resta, no fomentant, per tant, la pronació del peu –en ser un moviment tri-planar– i amb ella l'increment del MLV intern.

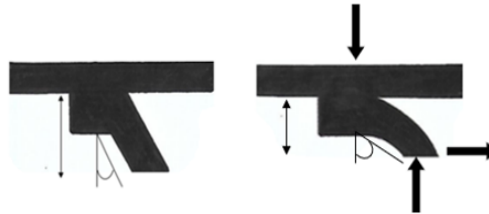


Figura 5.11 Talonera Torqheel: El seu eix de moviment és fonamentalment el vertical, actuant sols sobre el pla transvers, i no fomentant, per tant, el moviment triplanar de la pronació del peu.

5.10.2.3. *Relació de dependència entre les variables APM i MLV intern, mitjançant el coeficient de correlació lineal de Pearson*

Aquesta absència d'influència observada que té l'obertura dels APM del Torqheel sobre el MLV intern, també es veuria reafirmada en l'*scatter-plot* de dispersió elaborat a partir del coeficient de correlació lineal de *Pearson* (Gràfic 4.16, apartat 4.3), en el qual se'ns mostra que no existeix relació de dependència entre les dues variables.

Per tant, obrir l'APM, en els graus que aconseguixen fer-ho els Torqheel en aquest estudi, no tindria efecte en augmentar el MLV intern.

5.10.3. Falca Pronadora

5.10.3.1. Angle de Progressió de la Marxa

En aquest treball, els resultats ens mostren que la falca Pronadora disminueix l'APM en $2,36^\circ$, versus a No portar tractament, de forma estadísticament significativa $-p < 0,1$ per a un nivell de significació del 0,05 (Taula 4.5, Gràfic 4.5, apartat 4.1.4)

Aquest resultat és contrari a l'esperat en l'argumentació teòrica realitzada en l'apartat 5.8.4 per la qual és capaç d'augmentar l'APM.

La interpretació que es fa d'aquest resultat contrari al que s'esperava, vindria donada en la forma com la plataforma de forces realitza la mesura de l'APM, utilitzant del CoP (129,133,134), la línia representada pel seu primer i últim punt en el recolzament del peu, angularada amb l'eix de progressió de la marxa (Figura 5.12).



Figura 5.12 repetida apartat 2.5.4. Càlcul de l'APM mitjançant la plataforma de forces.

a) línia del CoP

b) línia de progressió de la marxa

La disminució trobada podria atribuir-se al fet que el gruix de la falca Pronadora col·locada en la sola de la sabata, fa variar, més medialment, el primer punt de contacte del CoP en el moment de recolzar el peu al terra, modificant, per tant, l'angulació de la línia que angulara amb l'eix de progressió de la marxa, donant com a resultat una disminució de l'APM que no es correspondria al real. És per

això que no en podem extreure'n un resultat concloent ni realitzar comparatives amb altres treballs.

De la recerca feta, els pocs estudis identificats amb falques que actuïn sobre l'APM (apartat 1.9.1 i Taula 5.1), ens mostren:

- Knittell et al (148) sobre marxes en Add sense especificar-ne l'etiologia, no troben que l'incrementi, mentre que Jones et al (150) i Nakajima et al (153) sobre inividus normals i Mabuchi et al (152) sobre ACF augmentades, TTI i *metatarsus adductus*, mostren que aconseguixen un augment de molt pocs graus; aquests treballs son els únics que han utilitzat proves d'hipòtesis per a la seves anàlisis. Tanmateix, Cotterill (147) i Rodemberger (149) manifesten resultats positius en l'acció de les falques, però no aporten cap dada que ho corrobori.

5.10.3.2. *Moment Lliure vertical*

La Falca Pronadora aconseguix augmentar el MLV intern, versus a No portar tractament, en 0,05 Nm (% BW) de forma estadísticament significativa $-p < 0,01$ -, per a un nivell de significació del 0,05, (Taula 4.11, Gràfic 4.12 apartat 4.2.4). Això representa un increment del 12.2%.

Aquest resultat ***confirmaria la quarta hipòtesi d'aquest treball, per la qual, potenciar la pronació del peu incrementa el MLV intern.***

El raonament de l'augment que aconseguixen seria el següent: la pronació del peu que produiria la Falca Pronadora, argumentada en l'aparat 5.9.3.1, incrementa la RM de la pinça mal·leolar, donada la interrelació que existeix entre peu i cama argumentada en l'aparat 5.9.2.1, augmentant així el MLV intern i, amb ell, les forces reacció contràries del terra en forma de moment de torsió extern cap a l'eix longitudinal de la cama (90,117,118,141) (Figura 5.1).

Aquests resultats estan en consonància amb els trobats en el treball de Holden et al (90) sobre individus sans, explicats en l'apartat 1.10 d'aquesta discussió, en els quals una Falca Pronadora col·locada a la sabata augmenta el MLV intern

En la recerca bibliogràfica realitzada, no s'han trobat estudis sobre individus amb TTI, que hagin valorat l'acció que les falques Pronadores puguin tenir sobre el MLV intern que recau sobre la superfície del peu en recolzar, o del Moment de torsió que pugui recaure directament sobre la tibia; per tant, no es pot establir una comparativa dels resultats del MLV intern obtinguts en aquest estudi amb d'altres treballs.

5.10.3.3. Relació dependència entre les variables APM i MLV intern, mitjançant el coeficient de correlació lineal de Pearson

Tot i que el resultat detectat de l'APM per la plataforma de forces estaria emmascarat pel gruix que sobresurt de la falca col·locada en la sola de la sabata, detectant un valor menor del que és en realitat (apartat 5.10.3.1), pel fet de realitzar el càlcul sempre de la mateixa forma en totes les adquisicions, sí que és útil per valorar la relació de dependència amb el MLV intern. Podem observar en l'*scatter-plot* de dispersió, elaborat a partir del coeficient de correlació lineal de Pearson (Gràfic 4.16, apartat 4.3), ***que no existeix dependència entre les dues variables en els graus d'obertura d'APM en que es donen en aquest treball.***

Per tant, podríem deduir que l'increment del MLV intern que aconseguixen les falques pronadores vindria donat, ***no per l'APM, sinó per la potenciació de la pronació*** que, en base a l'argumentació feta en l'aparat 5.9.3.1, realitzen sobre el peu, estant aquest resultat en consonància amb el treball de Holden et al (90) (apartat 1.10).

5.11. ANÀLISI DELS RESULTATS DE LA NOVA PROPOSTA DE TRACTAMENT

5.11.1. Angle de Progressió de la Marxa

El que podem observar en aquesta Nova Proposta és que, de la mateixa manera que la Falca Pronadora, produeix una disminució de l'APM estadísticament significativa $-p < 0,01$ -, per a un nivell de significació del 0,05, amb un valor en signe negatiu de $-0,86^\circ$, versus a No portar tractament (Taula 4.5, Gràfic 4.5, apartat 4.1.4).

Aquest resultat és contrari a l'esperat de voler obrir l'APM amb l'argumentació teòrica plantejada en l'apartat 5.9.3.2, amb referència del 5.8.4. L'explicació seria la mateixa donada per a la falca pronadora (apartat 5.10.3.1), per la qual el gruix de les falques col·locades en la sola de la sabata, emascararia la mesura que realitza la plataforma de forces, detectant un valor menor del que és en realitat.

5.11.2. Moment Lliure vertical

El Nou tractament proposat aconsegueix augmentar el MLV intern versus a No portar tractament en 0.18 Nm (% BW), de forma estadísticament significativa $-p < 0,01$ -, per a un nivell de significació del 0,05, el que representa un increment del 45%, (Taula 4.11, Gràfic 4.12, apartat 4.2.4). Aquest resultat ***confirmaria la quarta hipòtesi d'aquest treball, per la qual, potenciar la pronació del peu incrementa el MLV intern.***

El raonament de l'augment que aconsegueixen seria el següent:

La pronació del peu que la Nova Proposta produiria, argumentada en l'aparat 5.9.3.1, faria incrementar la RM de la pinça mal·leolar, donada la interrelació que existeix entre peu i cama argumentada en l'apartat apartat 5.9.2.1, augmentant així el MLV intern i, amb ell, les forces reacció contràries del terra en forma de moment de torsió extern cap a l'eix longitudinal de la cama (90,117,118,141)(Figura 5.1).

Aquests resultats estan en consonància amb els trobats en el treball de Holden et al (90) sobre individus sans (apartat 1.10), en el qual potenciar la pronació del peu, augmenta el MLV intern.

5.11.3. Relació dependència entre les variables APM i MLV intern, mitjançant el coeficient de correlació lineal de Pearson

Tot i que el resultat detectat de l'APM per la plataforma de forces estaria emmascarat pel gruix que sobresurt de les falques col·locades en la sola de la sabata, detectant un valor menor del que és en realitat (apartat 5.10.3.1), pel fet de realitzar-se el càlcul sempre de la mateixa forma en totes les adquisicions, sí que és útil per valorar la relació de dependència amb el MLV intern. Podem observar en l'*scatter-plot* de dispersió, elaborat a partir del coeficient de correlació lineal de Pearson-, (Gràfic 4.16, apartat 4.3), **que no existeix dependència entre les dues variables en els graus d'obertura d'APM en què es donen en aquest treball.**

Per tant, podríem deduir que l'increment del MLV intern que aconseguixen les falques pronadores vindria donat, **no per l'APM, sinó per la potenciació de la pronació** que, en base a l'argumentació feta en l'apartat 5.9.3.1, realitzen sobre el peu, estant aquest resultat en consonància amb el treball de Holden et al (90) apartat 1.10.

5.12. COMPARATIVA ENTRE TRACTAMENTS DELS RESULTATS OBTINGUTS EN AQUEST TREBALL

L'objectiu diana d'aquest treball d'investigació és verificar l'augment del MLV intern, en considerar que aquest és el responsable de les forces de reacció de torsió externa que es generen, a cada passa, cap a l'eix longitudinal del la cama (90,117,118,141) (Figura 5.1), i aconseguir, amb la seva acció, modificar l'orientació de les trabècules òssies de la tibia com a mecanisme corrector.

Dels quatre tractaments analitzats, són dos els que aconseguixen incrementar-lo en comparativa a no portar tractament: la Falca Pronadora, en un 12,2%, i la Nova Proposta, en un 45%; per contra, els *Gait plate* i els *Torqheel*, no sols no l'augmenten, sinó que el disminueixen. Tots aquests valors podem veure'ls representats en el (Taula 4.11, Gràfic 4.12 apartat 4.2.4).

Per tant, són la falca Pronadora i la Nova Proposta els tractaments que es mostren amb capacitat biomecànica correctora de les TTI, amb molta major quantia l'última.

Pel que fa a l'APM, tan els *Gait plates* com els *Torqheel* l'aconsegueixen incrementar en $1,63^\circ$ i $4,31^\circ$ respectivament, en comparativa a No portar tractament, (Taula 4.5, Gràfic 4.5, apartat 4.1.4). Aquests resultats no es poden comparar amb els obtinguts amb la Falca Pronadora i amb la Nova proposta, per l'emascament que el seu gruix d'aquests dos últims fan en el càlcul que la plataforma de força realitza.

5.13. RELACIÓ ENTRE LES VARIABLES MLV I APM, MITJANÇANT EL COEFICIENT DE CORRELACIÓ DE PEARSON®, DELS 4 TRACTAMENTS D'ESTUDI

Tal com s'ha explicat en l'apartat 4.3, l'*scatter-plot* de dispersió elaborat a partir del coeficient de correlació lineal de Pearson®, ens mostra que, tant en les adquisicions realitzades en els quatre tractaments d'estudi, –*Gait Plates*, *Torqheel*, falques Pronadores i la Nova Proposta–, com en les realitzades Sense tractament, **no mostra relació de dependència entre les variables APM -en els graus d'obertura que s'utilitzen en aquest estudi- i MLV intern.**

Aquests resultats estarien en contradicció amb els trobats en l'estudi d'Almosnino et al (136) (apartat 1.8.1) sobre individus sense patologia, en els quals una marxa forçada a 30° d'Abd produeix un increment del MLV intern. Alhora, tampoc estarien en consonància

amb l'argumentació feta en els tractaments clàssics analitzats en l'apartat 5.8.1.

L'explicació que es donaria seria que els pocs graus d'obertura en els quals actuen els tractaments que s'estudien, són del tot insuficients perquè puguin influir sobre el MLV intern.

En base a aquest resultat, el sol fet d'obrir l'APM, tant amb els tractaments clàssics com amb la Nova proposta, **en els graus que ho fan en aquest estudi, no tindria un efecte en l'intent d'augmentar el MLV intern** durant el primer 20% del cicle de la marxa, i per tant no s'incrementa el moment de torsió externa que generen les forces de reacció del terra cap a la cama com a mecanisme corrector (90,117,118,141) (Figura 5.1). No s'acompleix la segona hipòtesi que es defensa en aquest treball.

5.14. ACCIÓ DE L'INCREMENT DE LA PRONACIÓ DEL PEU I DE L'APM SOBRE EL MLV INTERN. ARGUMENTARIS

En els resultats obtinguts en aquest treball, pel que fa a la potenciació de la pronació del peu, hem pogut veure que:

- En base a l'argumentació exposada anteriorment, els tractaments que l'augmentarien, la Falca Pronadora i la Nova Proposta (apartat 5.9.3.1), incrementen el MLV intern que es produeix durant el primer 20% del cicle de la marxa, en comparativa a No dur tractament; per contra, els tractaments que no l'augmenten, el *Gait plate* i el *Torqheel*, no ho fan tampoc sobre el MLV intern, (Taula 4.11, Gràfic 4.12 apartat 4.2.4).
- La Nova Proposta, en l'argument que produirà una major potenciació de la pronació per l'acció conjunta de les seves dues falques (apartat 5.9.3.1), obté un major grau de MLV

intern que la falca Pronadora, que al actuar en solitari, el seu efecte seria menor (Taula 4.11, Gràfic 4.12 apartat 4.2.4).

- Tanmateix, aquests resultats són coincidents amb el treball Holden et al (90) (apartat 1.10) sobre individus sense trastorn de torsió, on es mostra la interrelació que tenen les variables pronació del peu i MLV intern, en el sentit que, quan augmenta una, també ho fa l'altra.

A la llum d'aquests raonaments, ***l'augment de la pronació del peu produiria l'increment MLV intern.***

Pel que fa a als resultats obtinguts en aquest treball de l'APM, hem pogut veure:

- Que en els tractaments *Gait plate* i *Torqueheel*, tot i augmentar-lo, (Taula 4.5, Gràfic 4.5, apartat 4.1.4), no ho fan sobre el MLV intern (Taula 4.11, Gràfic 4.12, apartat 4.2.4). Amb la Nova Proposta i la falca Pronadora, no s'ha pogut efectuar aquesta comparativa pel fet d'estar emmascarat el seu resultat (apartat 5.10.3.1 i 5.11.1).
- Que el coeficient de correlació lineal de *Pearson* obtingut en tots els tractaments analitzats en aquest treball (apartat 4.3), ha evidenciat la falta de relació entre les variables APM i MLV intern.

Podem argumentar, per tant, que ***l'APM, en els valors que s'utilitzen en aquest treball, no té incidència sobre el MLV intern.***

Aquests resultats estarien en contradicció amb el que s'ha observat en els treballs de:

- Almosnino et al (136) (apartat 1.8.1), on ens mostra que l'augment del recorregut articular en RM que aconsegueix, mitjançant l'increment de l'APM en 30° en els individus sense trastorns de torsió, comporta un augment del MLV intern.

- Fabry (51,58) mostra que les ACF augmentades, en les quals existeix un gran moviment en RM de l'extremitat en recolzar, acaben al final del creixement amb una TTE compensatòria per sobre del rang de normalitat; Rittmeister et al (143) i Kobylansky et al (144) observen l'existència de correlació de dependència entre l'ACF augmentada i la TTE, en el sentit que, a més antetorsió es troba més TTE (apartat 1.8.2)
- Aquests treballs, tot i que els individus que s'analitzen – uns són sobre individus sans i els altres sobre ACF-, no són de les mateixes característiques que els del treball que ens ocupa –sobre TTI–, la seva comparativa ens pot ser de molta utilitat per donar-nos una idea aproximada.

La interpretació que en podem fer és que els graus d'obertura de l'APM que aconseguixen els tractaments que s'analitzen en aquest treball, **no generen un moment de RM suficient per tenir incidència sobre el MLV intern**, en comparativa al grau d'obertura molt major del treball Almosnino et al (136) i de la major TTE que es produeix en les ACF augmentades (51,58,143,144) en els quals sí que es demostra que l'incrementen en el primer, i que es produeix una major torsió externa de la tibia en els segons.

En base a tot el que s'ha argumentat, com a síntesi podem dir:

- Que ***potenciar la pronació del peu*** durant el primer 20% del cicle de la marxa **augmenta el MLV intern** que en ella es produeix (Figura 5.2), ***tal com es defensa en la quarta hipòtesi que es planteja en aquest treball d'investigació.***
- Que ***l'augment de l'APM***, en els graus que ho fan els tractaments que s'analitzen, ***no té incidència en l'increment del MLV intern, no estant en coincidència amb la tercera hipòtesi que es planteja en el treball.***

5.15. POSSIBLES EFECTES ADVERSOS D'INCREMENTAR LA PRONACIÓ DEL PEU COM A TRACTAMENT CONSERVADOR DE LES TTI

Hem vist anteriorment, que la falca Pronadora i la Nova Proposta que es planteja en aquest treball són els dos tractaments que donen resultats positius en l'increment del MLV intern (Taula 4.11, Gràfic 4.12 apartat 4.2.4), i amb ell, de les forces de torsió externa que durant la marxa es dirigeixen cap a la cama (90,117,118,141) (Figura 5.1), podent ser, per tant, aplicats com a correctors de les TTI.

Els dos tractaments esmentats, en base a l'argumentació teòrica exposada anteriorment (apartat 5.8.4 i 5.9.3.1), tenen com a característica comuna el que potencien la pronació del peu, la qual seria molt més intensa en la Nova Proposta per la combinació de les dues falques que utilitza. Aquesta circumstància podria plantejar el problema que un aplanament excessiu del peu, per un període de temps llarg, podria comportar l'aparició d'efectes secundaris pel fet d'alterar-se la capacitat amortidora que, de forma fisiològica, realitza el peu quan recolza (apartat 1.5.3, Figures 1.37,1.38,1.39) i (apartat 1.5.5, Figures 1.42,1.43).

Això podria representar una limitació en què ens podem trobar en l'aplicació d'aquests dos tractaments. Per tant, la seva durada seria aconsellable que no fos per un període de temps massa prolongat, per tal que l'alteració biomecànica que provocarien afectés al menys possible al peu del nen que està en formació. Alhora, s'hauria d'efectuar sempre sota una supervisió acurada per la detecció dels possibles efectes adversos que poguessin sorgir.

5.16. ANÀLISI ESPECULATIVA DE LA VIABILITAT DE LA NOVA PROPOSTA CORRECTORA PER LES TTI

Hem pogut veure que la Nova Proposta de tractament, incrementa en un 45% el MLV intern de les TTI (Taula 4.11, Gràfic 4.12 apartat 4.2.4), i per tant, les forces de torsió externa es dirigeixen cap a la cama (90,117,118,141) (Figura 5.1), i amb elles l'acció correctora que es busca.

Es podria fer un exercici de càlcul de quina podria ser la correcció que aquest augment podria representar en les TTI, per així poder valorar la seva utilitat com a tractament.

En hem pogut veure, en diferents estudis, com la tibia, de no presentar pràcticament torsió al naixement, es lateralitza durant el creixement de forma fisiològica, (4,22,25,29,30,54,55,57,59,60), (apartat 1.2.2), sent durant els primers anys de manera més intensa. Si agafem com exemple l'estudi de Gaumétou et al (30), el qual aporta que la torsió externa de la tibia arriba als 6 anys a un valor de 26,8°, podem deduir-ne que ho faria amb una mitjana de 4,5° per any - més tard aquest procés s'alenteix-. Si apliquéssim la Nova Proposta de tractament, els resultats trobats ens mostren que aquest valor podria incrementar-se en un 45%, el que representaria que s'aportaria un augment addicional de 2° per any a la correcció de les TTI.

Al mateix temps, el treball de Yang Peng et al (142) apartat 1.7.5, ens mostra que la deformació de 0,67° a 1,66° en torsió externa que es detecta sobre la cortical de la tibia a cada passa en individus sans (figura 1.58), s'incrementa amb la velocitat durant la marxa, excepte en la carrera (figura 1.59). Això podria fer pensar que la prescripció d'exercicis que impliqui el caminar ràpid aniria a favor d'incrementar l'efecte corrector que defensem en aquest treball (90,117,118,141) (Figura 5.1).

Aquest supòsit ens permetria pensar que, a l'increment de de 2° d'obertura de l'APM que, hipotèticament, s'aconseguiria durant un any de tractament amb la Nova Proposta que es planteja, podria ser augmentat mitjançant la prescripció d'esports o exercicis que impliquin caminar, no sabent amb exactitud el que aquesta acció podria comportar de millora.

Aquest és un càlcul purament especulatiu i té com a única finalitat, a falta de l'existència d'un estudi prospectiu en el temps, fer-se una primera idea del grau de correcció que podria representar la Nova Proposta, i per tant, la seva possibilitat de ser instaurada com a tractament.

En base a aquesta reflexió, la síntesi que podríem extreure sobre la viabilitat del Nou Tractament que es planteja seria que, per obtenir resultats correctors importants, hauria de ser instaurat per períodes de temps llargs, possiblement de més d'un any.

5.17. SINTESI DE LA DISCUSSIÓ ENFOCADA CAP A LES CONCLUSIONS

5.17.1 Objectius del treball

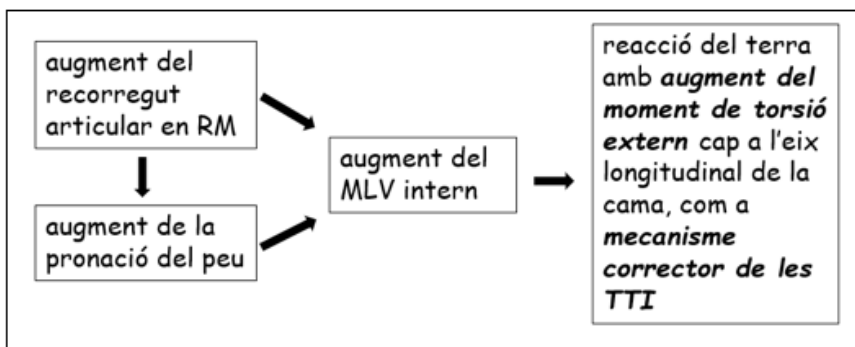
- L'objectiu principal d'aquest treball és quantificar **sobre TTI**, la variable del MLV intern que s'ha comprovat que es produeix sobre individus sans durant el primer 20% del cicle de la marxa (90,141) (apartat 1.7.3), com a conseqüència de la RM que en CCT realitza l'extremitat en aquestes fases (38,89,109,116-120) (Figura 5.3), (apartat 1.4.2 i 1.6), en considerar que el seu increment augmentarà el moment de torsió externa, generat per les forces de reacció del terra, cap a l'eix longitudinal de la cama (90,117,118,141) (Figura 5.1); aquest efecte potenciaria la TTE que la marxa produeix de manera fisiològica durant el creixement (4,22,25,29,30,54,55,57,59,60), (apartat 1.2.2) actuant així

com a mecanisme corrector de les TTI. No s'ha trobat, en la recerca realitzada, cap treball que hagi valorat l'efectivitat dels tractaments que són utilitzats per la TTI, mitjançant la quantificació d'aquesta variable.

- No s'han trobat, en la recerca realitzada, ***estudis que hagin quantificat el MLV en les TTI***, per la qual cosa, un dels objectius d'aquest treball és dissenyar una gràfica homogènia tipus, que identifiqui en quina fase de la marxa es produeix el MLV intern, a la fi de saber en quin moment de la marxa han d'actuar els tractaments correctors.
- L'altra variable a mesurar en aquest estudi és l'APM, sent aquesta la que intenten incrementar tots els tractament tradicionals utilitzats des del peu -*Gait plate, Torqheel*, falca Pronadora-, i que la Nova Proposta també incorpora. El raonament en què ens basaríem per justificar el seu augment, seria el que incrementaria el recorregut i la intensitat de la RM fisiològica que realitza la cama durant el primer 20% del cicle de la marxa (38,89,109,116-120) (Figura 5.3), i, amb ella, el MLV intern. Pel fet de ser l'articulació del turmell una tròclea, la RM de la cama obligarà també l'astràgal rotar medialment, provocant així la pronació del peu); i a l'inrevés, quan aquest prona, obliga la cama a la RM (111-114,124,125) (apartat 1.5.3 i 1.5.5); com més intensitat en la RM de la cama, més pronació del peu, i alhora aquesta provoca més RM. Tot aquest efecte retro alimentat, produiria l'augment del MLV intern sobre la superfície plantar, potenciant, per tant, el moment extern corrector cap a l'eix longitudinal de la tibia que les forces de reacció del terra produeixen (90,117,118,141) (Figura 5.1).

Aquest raonament vindria reafirmat per dues observacions:

- Les ACF augmentades, en les quals existeix un gran moviment en RM de l'extremitat en recolzar, acaben al final del creixement amb una TTE compensatòria per sobre del rang de normalitat (51,58), existint una correlació lineal entre la ACF i la TTE, en el sentit de que l'increment de la primera provoca l'augment de la segona (143,144) (apartat 1.8.2).
- En l'estudi d'Almosnino et al (136) (apartat 1.8.1), una marxa forçada amb una Abd de 30° sobre un individu sense patologia, augmentava el MLV intern.
- La Nova Proposta, a més d'intentar incrementar l'APM per augmentar la RM, tal com fan els tractaments tradicionals, incorpora també la **potenciació de la pronació del peu** en base a l'estudi de de Holden et al (90), en qual podem veure, sobre individus sense trastorns de torsió, que una falca pronadora a la sabata incrementa el MLV intern (apartat 1.10). L'acció conjunta de potenciar les dues variables, donada la interrelació bidireccional que presenten cama i peu apuntada anteriorment (111-114,124,125) (apartat 1.5.3 i 1.5.5) , actuarien de manera sinèrgica en l'augment del MLV intern.



5.17.2. Resultats

5.17.2.1. *Gràfica tipus, amb comportament homogeni, del MLV intern durant el cicle de la marxa en les TTI*

El model de gràfica tipus, amb comportament homogeni, del MLV intern que es produeix durant les diferents fases de la marxa en individus amb TTI, obtinguda amb els registres del 32 participants d'aquest estudi, és com la que es mostra en la (Figura 5.2), i en la qual podem veure que es produeix durant el primer 20% del cicle, sent aquest registre similar al que realitzen individus sense trastorn de torsió (90,141) (Figures 1.53 i 1.54 apartat 1.73). **Aquest resultat confirma la 1a hipòtesi que es planteja.** Si volem potenciar el MLV intern, per incrementar com a mesura correctora, el moment de torsió extern que les forces de reacció del terra dirigeixen cap a la cama (90,117,118,141) (Figura 5.1), els tractaments que es dissenyin **hauran de tenir el seu focus d'actuació en aquest primer 20% del cicle de la marxa.**

5.17.2.2. *Increment de l'APM*

- En les TTI, el tractament *Gait Plate* incrementa l'APM en $1,62^\circ$ (48,1%) i el *Torqheel* en $4,32^\circ$ (127,4%), de manera estadísticament significativa, en comparativa a la condició basal (Taula 4.5, Gràfic 4.5, apartat 4.1.4). Els resultat del *Gait Plate* coincideix bastant amb els obtinguts per altres autors (155,157) (apartat 1.9.2 i Taula 5.2), al igual que els del *Torqheel*, (148) (apartat 1.9.3 i Taula 5.3).

Es confirma la 2a hipòtesi del treball en aquest dos tractaments.

La falca Pronadora i la Nova Proposta el disminueixen, en contra al que s'esperava de l'argumentació teòrica realitzada, interpretant-se aquest resultat negatiu a l'emascament

que el gruix de les falques en la sola de la sabata provoquen en la mesura que fa la plataforma de forces de l'APM, no podent, per tant, extreure'n un resultat concloent.

- L'*scatter-plot* de dispersió elaborat a partir del coeficient de correlació lineal de Pearson, on es relaciona les variables APM i MLV intern, ens mostra que no existeix dependència entre les dues variables (apartat 4.3, Gràfics 4.15, 4.16). En base a això, ***el sol fet d'obrir l'APM, en els graus que ho fan els tractaments analitzats en aquest estudi, no tindria conseqüència en l'intent d'augmentar el MLV intern, no aconseguint-se la 3a hipòtesi que es defensa en aquest treball.***

Aquests resultats estarien en contradicció amb els trobats en l'estudi d'Almosnino et al (136) (apartat 1.8.1) sobre individus sense patologia, en els quals una marxa forçada a 30° d'Abd, produeix un increment del MLV intern, ni en la relació observada que té el gran recorregut en RM de les ACF augmentades en l'increment de la TTE (51,58,143,144) (apartat 1.8.1). Alhora, tampoc estarien en consonància amb l'argumentació feta en els tractaments clàssics analitzats en l'apartat tractaments (apartats 5.8.1 i 5.8.2)

L'explicació en la diferència de resultats estaria en el fet que ***els pocs graus d'obertura amb els quals actuen els tractaments que s'estudien, són del tot insuficients perquè puguin influir sobre el MLV intern.***

Agafant com a referència el treball d'Almosnino et al (136), els tractaments que s'han estudiat, haurien d'aconseguir increments molt més grans de l'APM per aconseguir augmentar el MLV intern.

5.17.2.2. Increment del MLV intern

La falca Pronadora i la Nova Proposta incrementen el MLV intern en 0,5 Nm (% BW)) (12.5%) i 0,19 Nm (% BW)) (47.5%) respectivament, de forma estadísticament significativa, en comparació a la situació basal; per contra, el *Gait plate* i el *Torqheel* no ho aconsegueixen (Taula 4.11, Gràfic 4.12 apartat 4.2.4).

L'anàlisi que en podem extreure d'aquest resultat seria el següent:

- **Els dos tractaments, que en base a l'argumentació teòrica realitzada, potencien la pronació del peu, –la falca Pronadora i la Nova Proposta (apartat 5.9.3.1), són els que aconsegueixen augmentar el MLV intern.** Aquests resultats obtinguts en TTI, són coincidents amb el treball de Holden et al (90) (apartat 1.10) sobre individus sense trastorn de torsió, on es mostra la interrelació que tenen les variables pronació del peu i MLV intern, en el sentit que, quan augmenta una, també ho fa l'altra.

Alhora, es dona la circumstància que ***el tractament que més potencia la pronació –la Nova Proposta per la sinèrgia de combinar dues falques– també és el que augmenta més el MLV intern.***

- ***Per contra, els dos tractaments que no potencien la pronació –el Gait plate i el Torqheel–, no incrementen el MLV intern.*** El *Gait plate* pel fet de ser una estructura plana (Figura 5.5b), la seva acció es concentraria exclusivament en la prolongació que va cap a l'avantpeu durant la fase de recolzament final quan s'enlaira el taló, no presentant cap mena d'influència en les fases prèvies. El *Togheel*, pel fet de ser també una superfície plana, el seu moviment serà bàsicament sols amb l'eix vertical sobre el pla transvers (Figura 5.6a), afectant poc al sagital i al frontal; per tant, no fomenta el moviment de pronació del peu, el qual s'efectua

necessàriament de manera combinada quan s'afecten tres plans.

El *Gait plate* i el *Torqueheel* incrementen l'APM (Taula 4.5, Gràfic 4.5, apartat 4.1.4), però tal com s'ha vist en el coeficient de correlació lineal de Pearson (apartat 4.3, Gràfic 4.16), aquesta variable no té influència sobre l'augment del MLV intern, ***en els graus en que actuen aquets tractaments.***

Per tot, podem deduir que l'increment del MLV intern vindria donat per ***la potenciació de la pronació del peu i no per l'increment de l'APM,*** en els tractaments que s'estudien.

Aquests resultat confirmarien la 4a hipòtesi d'aquest treball.

5.18. LIMITACIONS DE L'ESTUDI

Es poden evidenciar les següents limitacions en aquest treball:

- La recollida de dades d'aquest treball comportava la dificultat als participants d'haver de caminar sobre la plataforma de forces provant els diferents tractaments, amb un mínim de 100 adquisicions, amb una cadència de marxa determinada i amb certa habilitat per encertar les passes sobre la plataforma d'una manera desinhibida, per tal de no provocar distorsions en la petjada, sent tot aquest procés d'una duració aproximada de dues hores. Aquest estudi, el qual va dirigit a nens que presenten la patologia de torsió de la tibia, una dificultat que presentava la seva realització era la impossibilitat de tenir a un nen caminant tanta estona i amb tanta precisió. És per això que es van buscar voluntaris adults amb TTI. Una limitació en la que ens trobem en aquest treball, és que la població escollida d'estudiants Universitaris no és suficientment representativa de la de nens a la que es dirigeix l'estudi. La marxa del nen

te un procés de maduració i per tant no serà igual que la de l'adult. No obstant, tot i el cert biaix que pot comportar els resultats obtinguts en l'adult amb TTI en comparativa amb el nen, si que poden ser d'utilitat en el sentit de donar una idea d'aproximació suficient per poder donar via a un posterior estudi directament sobre ells.

- Aquest estudi no és prospectiu en el temps. Sols confirma en el present si els tractaments que s'estudien son capaços d'incrementar o no, i en quin percentatge, les forces correctores que es dirigeixen cap a la cama quan el peu recolza a cada passa, però no informa, de manera quantificada, del grau de correcció real, i en quin temps, que poden arribar a aconseguir sobre la remodelació de les trabècules òssies de la tibia. No obstant, el resultat clarament positiu aconseguit amb la Nova Proposta, obriria una futura línia d'investigació prospectiva en el temps de comprovació del grau real de modificació òssia que es capaç d'aconseguir.
- La falca Pronadora i la Nova proposta de tractament, tenen com a característica comuna el que produeixen una pronació excessiva de la volta plantar. Això podria suposar una limitació, pels possibles efectes secundaris que podria comportar l'alteració biomecànica que es provoca en el peu del nen que està en formació, per la qual cosa, aquest tractaments s'haurien d'aplicar sota una supervisió acurada i per un període no massa llarg de temps. En el càlcul especulatiu que s'ha realitzat en l'apartat 5.16 sobre el grau de correcció que podria proporcionar la Nova Proposta, resultaria que possiblement la duració del tractament hauria de ser superiors a un any per obtenir correccions importants.

6. CONCLUSIONS

6. CONCLUSIONS

1. En les TTI, el MLV intern succeeix en el primer 20% del cicle de la marxa. Aquest patró és similar als obtinguts amb individus sense patologia de torsió. Per tant, per incrementar-lo com a mesura correctora, els tractaments hauran d'actuar durant aquest període.
2. En les TTI, el tractament *Gait plate*, i el *Torqheel*, incrementen l'APM 1.62° (-48.1%) i 4.32° (127.4%) respectivament en comparativa a la condició basal. El tractament amb falca Pronadora i la Nova Proposta, no s'ha pogut extreure'n un resultat concloent degut a l'emascament que el gruix de les falques col·locades en la sola de la sabata provoquen en la mesura que fa la plataforma de forces de l'APM.
3. Incrementar l'APM, en els graus que ho aconseguixen els tractaments d'aquets estudi, no produeix un augment del MLV intern, al no existir relació de dependència entre les dues variables.

Dels tres tractament que actuen dins del primer 20% del cicle de la marxa:

- La falca Pronadora i la Nova Proposta incrementen el MLV intern, però aquest resultat no pot ser atribuïble a l'augment de l'APM, degut a l'absència de relació de dependència esmentada entre les dues variables; per tant, aquest augment caldria buscar-lo en un altra causa que no sigui deguda l'APM

- El *Torqheel*, en contra al que s'esperava, aconseguí augmentar l'APM però no el MLV intern, la qual cosa estaria en consonància amb la falta de dependència trobada entre les dues variables

Del tractament *Gait plate* que actua fora del 20% del primer cicle de la marxa:

- tal com s'esperava incrementa l'APM sense tenir incidència sobre el MLV intern, atribuint-se aquest últim resultat al fet de que sols actua en la fase de propulsió. Queda ratificada la no d'influència sobre el MLV intern, per la falta de relació de dependència trobada en aquest estudi entre les dues variables.
4. En les TTI, els dos tractaments –la falca Pronadora i la Nova Proposta– que en base a l'argumentació teòrica realitzada potenciaríen la pronació del peu, incrementen el MLV intern en un 12.5% i un 47.5% respectivament, en comparació als dos tractaments que no la potenciaríen –*Gait plate* i *Torqheel*–, els qual no produeixen cap increment. La Nova Proposta és la que proporciona el major augment del MLV intern, coincidint amb el fet de que també és la que produiria un major grau de pronació.
 - 5 Per tant, potenciar la pronació del peu, produiria un augment del MLV intern.

7. BENEFICIS DE LA INVESTIGACIÓ I PROPOSTES DE FUTUR

7. BENEFICIS DE LA INVESTIGACIÓ I PROPOSTES DE FUTUR

7.1. ANÀLISI DE L'EFFECTIVITAT DELS TRACTAMENTS GAIT PLATE, TORQHEEL I FALCA PRONADORA, MITJANÇANT LA QUANTIFICACIÓ DEL MLV INTERN:

En tota la recerca realitzada, l'efectivitat d'aquests tres tractaments sols ha estat valorada per la seva capacitat d'incrementar l'APM. Aquest treball aporta un nou enfocament en mesurar en ells el MLV intern, podent així valorar si tenen capacitat d'incrementar el moment de torsió extern que es dirigeix cap a l'eix longitudinal de la cama a cada passa (Figura 5.1), el qual aniria a favor de la remodelació de les trabècules òssies a cada passa.

De la informació que ens dona aquesta mesura, s'ha aportat evidència científica en que la falca Pronadora es mostra eficient en l'increment del MLV intern i, per tant, podria ser d'utilitat; per contra, el *Gait plate* i el *Torqheel* no ho aconsegueixen; es per això, aquests dos tractaments, si bé no semblen ocasionar efectes secundaris, en no demostrar la seva utilitat, es recomana de no ser utilitzats, estalviant així molèsties temps i economia als pacients.

7.2. DISSENY D'UN PROTOCOL D'ACTUACIÓ PER ALS PROBLEMES DE TORSIÓ DE LES EEII, MITJANÇANT TRACTAMENTS CONSERVADORS

- En la recerca bibliogràfica realitzada, s'ha vist en la gran majoria dels estudis, que els tractaments que es proposen per a la correcció de les marxes amb Add, estan dirigits, per un igual, tant a les ACF augmentades com a les TTI

sense fer diferenciació. Tanmateix, no se n'ha trobat cap que contempli a l'ACA com a causa etiològica. Tampoc es realitzen valoracions dels efectes adversos que podrien ocasionar.

Per cobrir aquesta mancança, s'ha considerat oportú la necessitat de dissenyar un protocol d'actuació, el qual permet focalitzar a quin nivell de l'extremitat es troba el problema de torsió, per valorar la viabilitat d'aplicar un tractament i, si és el cas, que hi estigui focalitzat, valorant alhora els efectes adversos que es puguin donar sobre els segments adjacents.

- S'ha identificat l'ACA com una possible causa de marxa en Add: S'ha donat a conèixer la història natural evolutiva durant el creixement de l'angulació que forma coll de l'astràgal amb el seu cos, i s'ha posat en coneixement, amb el pocs estudis existents, que en ocasions pot ser una de les causes de marxa amb Add. ***Donada la poca informació existent sobre aquest trastorn, es pot obrir una futura línia d'investigació.***

7.3. ANÀLISI DE PROSPECCIÓ DELS GRAUS DE CORRECCIÓ QUE DE FORMA FISIOLOGIA ES PODRIA ESPERAR EN LES CORRECCIONS DE LES TTI

En la recerca realitzada, s'ha comprovat que no existeixen estudis prospectius de l'eficàcia dels tractament per les TTI ni que tampoc s'estableixen pronòstics. En aquest treball s'ha descrit quina és l'evolució natural de la torsió que la tibia realitza durant el creixement en individus normals, i en base als estudis de la recerca feta, s'ha fet un càlcul de quina seria la mitjana de torsió externa que realitza per any, amb la intenció de fer-nos una idea del grau de correcció que, sense tractament, podríem esperar en una TTI, intuïnt així com podria acabar el procés.

7.4. VIABILITAT D'UNA NOVA PROPOSTA DE TRACTAMENT

S'ha comprovat, de forma estadísticament significativa, que la Nova Proposta és el tractament que es mostra més eficient en l'increment del MLV intern, i per tant, en la potenciació del moment de torsió extern que durant la marxa es dirigeix cap a l'eix longitudinal de la cama a cada passa (Figura 5.1), aportant, per tant, la possibilitat d'instaurar un nou tractament. Queda per demostrar la seva efectivitat real en la modificació dels sistema de trabècules òssies de la tibia, amb la realització d'estudis prospectius en el temps i de valorar, alhora, la seva viabilitat pel que fa als efectes secundaris que podria ocasionar l'excés de pronació que provoca en el peu en formació del nen. ***Queda oberta, una nova línia d'investigació al respecte.***

8. CONFLICTE D'INTERESSOS

CONFLICTE D'INTERESSOS

En la realització d'aquest treball no han existit conflictes d'interessos. .

9. REFERÈNCIES

9. REFERÈNCIES

1. Ortiz Berrocal L. Elasticidad y Resistencia de Materiales[Internet]. Capítulo 12. In McGraw-Hill, 1998, [actualizado 1 Dic 2019; citado 1 Feb 2020]; Available from: <http://www.jesuszurita.es/eyr/html/Cap12.html>
2. Ho CS, Lin CJ, Chou YL, Su FC, Lin SC. Foot progression angle and ankle joint complex in preschool children. Clin Biomech. 2000;15(4):271-7.
3. Jameson EG, Davids JR, Anderson JP, Davis RB, Blackhurst DW, Christopher LM. Dynamic pedobarography for children: use of the center of pressure progression. J Pediatr Orthop. 2008 Mar;28(2):254-8.
4. Staheli LT, Corbett M, Wyss C, King H. Lower-extremity rotational problems in children. Normal values to guide management. J Bone Joint Surg Am. 1985 Jan;67(1):39-47.
5. Verch R, Hirschmüller A, Müller J, Baur H, Mayer F, Müller S. Is in-toing gait physiological in children? - Results of a large cohort study in 5910 healthy (pre-) school children. Gait Posture. 2018;66(February):70-5.
6. Xu J, Bao T, Lee UH, Kinnaird C, Carender W, Huang Y, et al. Configurable, wearable sensing and vibrotactile feedback system for real-time postural balance and gait training: proof-of-concept. J Neuroeng Rehabil. 2017;14(1):102.

7. Cheng LX, Fabry G, Van Audekercke R, Molenaers G. Ground reaction torque and pathway of point of application of ground reaction force during gait of intoeing children. *Foot ankle Int.* 1995 Aug 26;16(8):510-3.
8. Jacquemier M, Jouve JL, Bollini G, Panuel M, Migliani R. Acetabular anteversion in children. *J Pediatr Orthop.* 1992;12(3):373-5.
9. Reikerås O, Bjerkreim I, Kolbenstvedt A. Anteversion of the acetabulum and femoral neck in normals and in patients with osteoarthritis of the hip. *Acta Orthop.* 1983;54(1):18-23.
10. Seber S, Hazer B, Köse N, Göktürk E, Günal I, Turgut A. Rotational profile of the lower extremity and foot progression angle: computerized tomographic examination of 50 male adults. *Arch Orthop Trauma Surg.* 2000;120(5-6):255-8.
11. Jarrett D, Oliveira A, Zou K, Snyder B, Kleinman P. Axial Oblique CT to Assess Femoral Anteversion. *AJR Am J Roentgenol.* 2010;194(5):1230-3.
12. Lee YS, Oh SH, Seon JK, Song EK, Yoon TR. 3D femoral neck anteversion measurements based on the posterior femoral plane in ORTHODOC system. *Med Biol Eng Comput.* 2006 Oct;44(10):895-906.
13. Fabry G. Normal and abnormal torsional development of the lower extremities. *Acta Orthop Belg.* 1997 Dec;63(4):229-32.
14. Bedouelle J. [Anteversion of the femur neck]. *Acta Orthop Belg.* 1977;43(4):416-32.
15. Eckhoff DG, Johnston RJ, Stamm ER, Kilcoyne RF, Wiedel JD. Version of the osteoarthritic knee. *J Arthroplasty.* 1994 Feb;9(1):73-9.

16. Gandhi S, Singla RK, Kullar JS, Agnihotri G, Mehta V, Suri RK, et al. Human tibial torsion--morphometric assessment and clinical relevance. *Biomed J.* 2014;37(1):10-3.
17. Basaran SH, Ercin E, Bayrak A, Cumen H, Bilgili MG, Inci E, et al. The measurement of tibial torsion by magnetic resonance imaging in children: the comparison of three different methods. *Eur J Orthop Surg Traumatol.* 2015;25(8):1327-32.
18. Meyrignac O, Moreno R, Baunin C, Vial J, Accadbled F, Sommet A, et al. Low-dose biplanar radiography can be used in children and adolescents to accurately assess femoral and tibial torsion and greatly reduce irradiation. *Eur Radiol.* 2015 Jun;25(6):1752-60.
19. Hudson D. The rotational profile: A study of lower limb axial torsion, hip rotation, and the foot progression angle in healthy adults. *Gait Posture.* 2016;49:426-30.
20. Butler-Manuel PA, Guy RL, Heatley FW. Measurement of tibial torsion—a new technique applicable to ultrasound and computed tomography. *Br J Radiol.* 1992 Feb;65(770):119-26.
21. Madadi F, Madadi F, Maleki A, Shamie AN, Washington ER, Yazdanshenas H. A new method for tibial torsion measurement by computerized tomography. *J Orthop.* 2016 Mar;13(1):43-7.
22. Forriol Campos F, Pascual Maiques JA. The development of tibiofibular torsion. *Surg Radiol Anat.* 1990;12(2):109-12.
23. Root ML, Orient JP, Weed, J H. Exploracion Biomecánica del pie. Volumen 1. Primera ed. Madrid: Ortocen SA; 1991.
24. Sestan B, Gulán G, Tudor A, Miletić D, Prpić T, Rakovac I. A new tibial torsiometer applicable to clinical practice. *Coll Antropol.* 2009;33(1):37-41.

25. Le Damany P. La torsion du tibia, normale et pathologique, experimentale. *J l'Anat Physiol*. 1909;(45):598-615.
26. Hutter CG, Scott W. Tibial torsion. *J Bone Joint Surg Am*. 1949 Jul;31A(3):511-8.
27. Jakob RP, Haertel M, Stüssi E. Tibial torsion calculated by computerised tomography and compared to other methods of measurement. *J Bone Joint Surg Br*. 1980 May;62-B(2):238-42.
28. Sayli U, Bölükbasi S, Atik OS, Gündogdu S. Determination of tibial torsion by computed tomography. *J Foot Ankle Surg*. 1994;33(2):144-7.
29. Cheng JC, Chan PS, Chiang SC, Hui PW. Angular and rotational profile of the lower limb in 2,630 Chinese children. *J Pediatr Orthop*. 1991;11(2):154-61.
30. Gaumétou E, Quijano S, Ilharreborde B, Presedo A, Thoreux P, Mazda K, et al. EOS analysis of lower extremity segmental torsion in children and young adults. *Orthop Traumatol Surg Res*. 2014 Feb;100(1):147-51.
31. Folinais D, Thelen P, Delin C, Radier C, Catonne Y, Lazennec JY. Measuring femoral and rotational alignment: EOS system versus computed tomography. *Orthop Traumatol Surg Res*. 2013 Sep;99(5):509-16.
32. Stephen JM, Teitge RA, Williams A, Calder JDF, El Daou H. A Validated, Automated, 3-Dimensional Method to Reliably Measure Tibial Torsion. *Am J Sports Med* [Internet]. 2021 Mar 1 [cited 2021 Jun 23];49(3):747-56. Available from: /pmc/articles/PMC7917570/

33. Elftman H. Torsion of the lower extremity. *Am J Phys Anthropol.* 1945;3(3):255-65.
34. Lisowski FP. Angular growth changes and comparisons in the primate talus. *Folia Primatol (Basel).* 1967;7(2):81-97.
35. Straus W. The growth of the human foot and its evolutionary significance. *Contrib Embryol.* 1927;101:93-134.
36. Sarrafian SK. *Anatomy of the foot and ankle.* Second edi. Philadelphia: J.B. Lippincott., editor. 1993.
37. Thackeray C, Beeson P. Is in-toeing gait a developmental stage? 1996;6:29-24.
38. Murray MP, Drought AB, Kory RC. Walking Patterns of Normal Men. *J Bone Jt Surg.* 1964 Mar;46(2):335-60.
39. Murray MP, Kory RC, Sepic SB. Walking patterns of normal women. *Arch Phys Med Rehabil.* 1970 Nov;51(11):637-50.
40. Bouchard R, Meeder P-J, Krug F, Libicher M. [Evaluation of tibial torsion--comparison of clinical methods and computed tomography]. *Rofo.* 2004 Sep;176(9):1278-84.
41. Lincoln TL, Suen PW. Common rotational variations in children. *J Am Acad Orthop Surg.* 2003;11(5):312-20.
42. Staheli LT. Rotational problems of the lower extremities. *Orthop Clin North Am.* 1987 Oct;18(4):503-12.
43. Davids JR, Davis RB. Tibial torsion: significance and measurement. *Gait Posture.* 2007 Jul;26(2):169-71.
44. Guidera KJ, Ganey TM, Keneally CR, Ogden JA. The embryology of lower-extremity torsion. *Clin Orthop Relat Res.* 1994 May;(302):17-21.

45. Cohen-Sobel E, Levitz SJ. Torsional development of the lower extremity. Implications for in-toe and out-toe treatment. *J Am Podiatr Med Assoc.* 1991 Jul;81(7):344-57.
46. Staheli LT. Rotational problems in children. *Instr Course Lect.* 1994;43:199-209.
47. Somerville EW. Along-term follow-up of congenital dislocation of the hip. *J Bone Joint Surg Br.* 1978 Feb;60(1):25-30.
48. Wilkinson JA. Breech malposition and intra-uterine dislocations. *Proc R Soc Med.* 1966 Nov;59(11 Part 1):1106-8.
49. Badelon O, Bensahel H, Folinais D, Lassale B. Tibiofibular torsion from the fetal period until birth. *J Pediatr Orthop.* 1989;9(2):169-73.
50. Jacquemier M, Glard Y, Pomero V, Viehweger E, Jouve J-L, Bollini G. Rotational profile of the lower limb in 1319 healthy children. 2008;28(2):187-93.
51. Fabry G. Torsion of the femur. *Acta Orthop Belg.* 1977;43(4):454-9.
52. Weiner DS, Cook AJ, Hoyt WA, Oravec CE. Computed tomography in the measurement of femoral anteversion. *Orthopedics.* 1978;1(4):299-306.
53. Pitkow RB. External rotation contracture of the extended hip. A common phenomenon of infancy obscuring femoral neck anteversion and the most frequent cause of out-toeing gait in children. *Clin Orthop Relat Res.* (110):139-45.
54. Dupuis P V. La torsion tibiale. Desver, Lieja,. 1951;
55. Khermosh O, Lior G, Weissman SL. Tibial torsion in children. *Clin Orthop Relat Res.* 1971 Sep;79:25-31.

56. Ritter MA, DeRosa GP, Babcock JL. Tibial torsion? Clin Orthop Relat Res. 1976 Oct;(120):159-63.
57. Staheli LT, Engel GM. Tibial torsion: a method of assessment and a survey of normal children. Clin Orthop Relat Res. 1972;86:183-6.
58. Fabry G, MacEwen GD, Shands AR. Torsion of the femur. A follow up study in normal and abnormal conditions. J Bone Jt Surg - Ser A. 1973;55(8):1726-38.
59. Engel GM, Staheli LT. The natural history of torsion and other factors influencing gait in childhood. A study of the angle of gait, tibial torsion, knee angle, hip rotation, and development of the arch in normal children. Clin Orthop Relat Res. 1974;(99):12-7.
60. Malekafzali S, Wood MB. Tibial torsion--a simple clinical apparatus for its measurement and its application to a normal adult population. Clin Orthop Relat Res. 1979;(145):154-7.
61. Thackeray C, Beeson C. In-toeing gait in children. A review of the literature. Foot. 1996;6(1):1-4.
62. Lösel S, Burgess-Milliron MJ, Micheli LJ, Edington CJ. A simplified technique for determining foot progression angle in children 4 to 16 years of age. J Pediatr Orthop. 1996;16(5):570-4.
63. Schulz JF, Molho DA, Sylvia SM, Lo Y, Gomez JA, Moloney CM, et al. Parental understanding of intoeing gait – A preliminary study. Foot. 2019 Dec 1;41:39-43.
64. Staheli LT. Lower positional deformity in infants and children: a review. J Pediatr Orthop. 1990;10(4):559-63.

65. Rethlefsen SA, Healy BS, Wren TAL, Skaggs DL, Kay RM. Causes of intoeing gait in children with cerebral palsy. *J Bone Joint Surg Am.* 2006;88(10):2175-80.
66. Tervo RC, Azuma S, Stout J, Novacheck T. Correlation between physical functioning and gait measures in children with cerebral palsy. *Dev Med Child Neurol.* 2007;44(3):185-90.
67. Wojciechowski E, Sman A, Cornett K, Raymond J, Refshauge K, Menezes MP, et al. Gait patterns of children and adolescents with Charcot-Marie-Tooth disease. *Gait Posture.* 2017;56:89-94.
68. Kling TF, Hensinger RN. Angular and torsional deformities of the lower limbs in children. *Clin Orthop Relat Res.* 1983 Jun;(176):136-47.
69. MacWilliams BA, McMulkin ML, Baird GO, Stevens PM. Distal tibial rotation osteotomies normalize frontal plane knee moments. *J Bone Jt Surg - Ser A.* 2010;92(17):2835-42.
70. Li, Leong. Intoeing gait in children. *Hong Kong Med J = Xianggang yi xue za zhi.* 1999 Dec;5(4):360-6.
71. Song H-R, Choonia A-T, Hong SJ, Lee S-H, Suh S-W, Cha IH, et al. Rotational profile of the lower extremity in achondroplasia: computed tomographic examination of 25 patients. *Skeletal Radiol.* 2006 Dec;35(12):929-34.
72. Losa Iglesias ME, Becerro de Bengoa Vallejo R, Salvadores Fuentes P. In-toeing in children with type I osteogenesis imperfecta: an observational descriptive study. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2009;99(4):326-9.

73. Fabry G, Cheng LX, Molenaers G. Normal and abnormal torsional development in children. *Clin Orthop Relat Res*. 1994 May;(302):22-6.
74. Yeo A, James K, Ramachandran M. Normal lower limb variants in children. *BMJ*. 2015 Jul 7;350:h3394.
75. Greene A. ADAM Health Illustrated Encyclopedia [Internet]. A.D.A.M.; 2003. Available from: https://books.google.es/books/about/ADAM_Health_Illustrated_Encyclopedia.html?id=EJOxswEACAAJ&redir_esc=y
76. Blumel J, Eggers GW, Evans EB. Eight cases of hereditary bilateral medial tibial torsion in four generations. *J Bone Joint Surg Am*. 1957 Oct;39-A(5):1198-202.
77. Nachlas I W. Medial torsion of the leg. *Arch Surg*. 1934;28(5):909-19.
78. Fitch N. Letter: Male-to-male transmission of tibial torsion. *Am J Hum Genet*. 1974 Sep;26(5):662.
79. Blumel J, Eggers GW, Evans EB. Eight cases of hereditary bilateral medial tibial torsion in four generations. *J Bone Joint Surg Am*. 1957;39 A(5):1198-202.
80. Dietz FR. Intoeing--fact, fiction and opinion. *Am Fam Physician*. 1994 Nov 1;50(6):1249-59, 1262-4.
81. Bleck EE. Developmental orthopaedics. III: Toddlers. *Dev Med Child Neurol*. 1982 Aug;24(4):533-55.
82. Varacallo M, Aiyer A. Metatarsalgia in Metatarsus Adductus Patients: A Rational Approach. *Foot Ankle Clin*. 2019 Dec 1;24(4):657-67.

83. Dobbe AM, Gibbons PJ. Common paediatric conditions of the lower limb. *J Paediatr Child Health*. 2017 Nov 1;53(11):1077-85.
84. Pierz KA, Lloyd JR, Solomito MJ, Mack P, Öunpuu S. Lower extremity characteristics in recurrent clubfoot: Clinical and gait analysis findings that may influence decisions for additional surgery. *Gait Posture*. 2020;75:85-92.
85. Osuna G. Pie equinvaro: método Ponseti [Internet]. Top Doctors. 2017. Available from: <https://www.topdoctors.mx/articulos-medicos/pie-equinvaro-metodo-ponseti>
86. Edgerton HE. Bob Running (Multiflash). United States: ©The Harold & Esther Edgerton Foundation, 2001, Courtesy of Palm Press, Inc.; 1939.
87. Perry J. Anàlisi de la marcha. Función normal y patológica. Primera Ed. Barcelona: Editorial Base; 2015. 9-16 p.
88. Plas F, Viel E, Blanch Y. La Marcha Humana. Primera ed. Barcelona: Masson SA; 1984. 18-20 p.
89. Michaud TC. Human Locomotion. The Conservative Management of gait -Related Disorders. 2011th ed. Massachusetts USA: Newton Biomechanics; 2011. 128 p.
90. Holden JP, Cavanagh PR. The free moment of ground reaction in distance running and its changes with pronation. *J Biomech*. 1991;24(10).
91. Perry J. Anatomy and biomechanics of the hindfoot. *Clin Orthop Relat Res*. 1983;46(177):9-15.
92. Root ML, Orient W., Weed JP. Funcion normal i anormal del pie. Primera ed. Barcelona: Editorial Base; 2012. 34 p.

93. Root ML, Orient WP, Weed JH. Funcion normal i anormal del pie. Primera ed. Barcelona: Editorial Base; 2012. 131 p.
94. Perry J. The mechanics of walking. A clinical interpretation. Phys Ther. 1967;Sep 47(9):778-801.
95. Perry J. Anàlisis de la marcha. Función normal y patológica. Primera ed. Barcelona: Editorial Base; 2015. 52 p.
96. Root ML, Orien WP, Weed JP. Funcion normal y anormal del pie. Primera ed. Barcelona: Editorial Base; 2012. 99 p.
97. Perry J. Anàlisis de la marcha. Función normal y patológica. Primera ed. Barcelona: Editorial Base; 2015. 128 p.
98. Waters RL, Morris J, Perry J. Translational motion of the head and trunk during normal walking. J Biomech. 1973 Mar;6(2):167-72.
99. Perry J. Análisis de la marcha. Función normal y patológica. Primera ed. Barcelona: Editorial Base; 2015. 86-93 p.
100. Perry J. Análisis de la marcha. Función normal y patológica. Primera ed. Barcelona: Editorial Base; 2015. 40 p.
101. Viel E. La marcha humana, la carrera y el salto. 2002nd ed. París: Masson SA; 2000. 2 p.
102. Perry J. Análisis de la marcha. Función normal y patológica. Primera ed. Barcelona: Editorial Base; 2015. 39 p.
103. Isman R, Inman V. Anthropometric Studies of the Human Foot and Ankle. San Francisco and Berkeley; 1968.
104. Root ML, Orient, W P, Weed JH. Funcion normal i anormal del pie. Primera ed. Barcelona: Editorial Base; 2012. 12 p.
105. Manter J. Movements of the subtalar and transverse tarsal joints. Anar Rec. 1941;(80):397.

106. Inman V. The Joints of the Ankle. Baltimore, Md 21202, USA: The Williams & Wilkins Company; 1976. 35-8 p.
107. Root ML, Orient WP, Weed JH. Función normal y anormal del pie. Primera ed. Barcelona: Editorial Base; 2012. 28-9 p.
108. Kapandji AI. Fisiologia Articular. 6ª edición. Madrid: Editorial Médica Panamericana; 2010. 162 p.
109. Sutherland DH, Hagy J. Measurement of gait movements from motion picture film. J Bone Jt Surg Am. 1972;Jun;54(4):787-97.
110. Root ML, Orient WP, Weed JH. Función normal y anormal del pie. Primera ed. Barcelona: Editorial Base; 2012. 134-8 p.
111. Root ML, Orient WP, Weed JH. Funcion normal y anormal del pie. Primera ed. Barcelona: Editorial Base; 2012. 30-1 p.
112. Perry J. Análisis de la marcha. Función normal y patológica. Primera ed. Barcelona: Editorial Base; 2015. 62-4 p.
113. Root ML, Orient WP, Weed JH. Función normal y anormal del pie. Primera ed. Barcelona: Editorial Base; 2012. 43 p.
114. Inman VT. The influence of the foot-ankle complex on the proximal skeletal structures. Artif Limbs. 1969 Mar;13(1):59-65.
115. Paparella R. Il piede dell'uomo; profilo storico-strutturale. Roma: Verducci; 1977.
116. Richards J. The comprehensive Textbook of CLINICAL BIOMECHANICS. 2ª edición. Elsevier Ltd; 2018. 95 p.
117. Andriacchi TP, Dyrby CO. Interactions between kinematics and loading during walking for the normal and ACL deficient knee. J Biomech. 2005;38:293-8.

118. Chehab EF, Andriacchi TP, Favre J. Speed, age, sex, and body mass index provide a rigorous basis for comparing the kinematic and kinetic profiles of the lower extremity during walking. *J Biomech.* 2017;58:11-20.
119. Nester CJ, van der Linden ML, Bowker P. Effect of foot orthoses on the kinematics and kinetics of normal walking gait. *Gait Posture.* 2003 Apr;17(2):180-7.
120. Cappozzo A, Della Croce U, Leardini A, Chiari L. Human movement analysis using stereophotogrammetry. Part 1: theoretical background. *Gait Posture.* 2005 Feb;21(2):186-96.
121. Tipler P. Física. 1983rd ed. Barcelona: Editorial Reverte SA; 1976. 104-8 p.
122. Wright DG, Desai SM, Henderson WH. Action of the subtalar and ankle-joint complex during the stance phase of walking. *J Bone Joint Surg Am.* 1964 Mar;46(46 (A)):361-82.
123. Root ML, Orient WP, Weed JH. Función normal y anormal del pie. Primera ed. Barcelona: Editorial Base; 2012. 150 p.
124. Root ML, Orient WP, Weed JH. Función normal y anormal del pie. Primera ed. Barcelona: Editorial Base; 2012. 148-50 p.
125. Root ML, Orient WP, Weed JH. Funcion normal y anormal del pie. Primera ed. Barcelona: Editorial Base; 2012. 149 p.
126. Root ML, Orient WP, Weed JH. Funcion normal y anormal del pie. Primera ed. Barcelona: Editorial Base; 2012. 79 p.
127. Root ML, Orient WP, Weed JH. Funcion normal y anormal del pie. Primera ed. Barcelona: Editorial Base; 2012. 204-7 p.

128. Richards J. The comprehensive Textbook of CLINICAL BIOMECHANICS. Second Edi. 2018. 138-44 p.
129. Kirtley C. CLINICAL GAIT ANALYSIS. Theory and practice. 1^a edició. London: Churchill Livingstone Elsevier; 2006. 83-91 p.
130. Instituto Biomecánico de Valencia I. Jornada Científica sobre biomecánica y patomecánica del pie en el deporte. 1^a edición. PATERNA (Valencia): Conselleria de Sanitat i Consum; 1992. 90-3 p.
131. Vaughan C. Kistler force plate formulae [Internet]. Kistler Ed; 1999. Available from: <http://isbweb.org/software/movanal/vaughan/kistler.pdf>
132. BTS B. BTS P-6000 Force plate Formulae.
133. Fuller EA. Center of pressure and its theoretical relationship to foot pathology. J Am Podiatr Med Assoc. 1999;89(6):278-91.
134. Richards J. The comprehensive Textbook of CLINICAL BIOMECHANICS. Second edi. Elsevier Ltd; 2018. 54-56 p.
135. Milner CE, Davis IS, Hamill J. Free moment as a predictor of tibial stress fracture in distance runners. J Biomech. 2006;39(15):2819-25.
136. Almosnino S, Kajaks T, Costigan PA. The free moment in walking and its change with foot rotation angle. Sports Med Arthrosc Rehabil Ther Technol. 2009 Aug 13;1(1):19.
137. Giacomozzi C, Macellari V. Piezo-dynamometric platform for a more complete analysis of foot-to- floor interaction. IEEE Trans Rehabil Eng. 1997;5(4):322-30.

138. Kwon Y. Ground Reaction Force [Internet]. Available from: website: <http://www.kwon3d.com/theory/grf/grf.html>.
139. Ohkawa T, Atomi T, Hasegawa K, Atomi Y. The free moment is associated with torsion between the pelvis and the foot during gait. *Gait Posture*. 2017 Oct 1;58:415-20.
140. Li Y, Wang W, Crompton RH, Gunther MM. Free vertical moments and transverse forces in human walking and their role in relation to arm-swing. *J Exp Biol*. 2001 Jan;204(Pt 1):47-58.
141. Hsu W-H, Lewis CL, Monaghan GM, Saltzman E, Hamill J, Holt KG. Orthoses posted in both the forefoot and rearfoot reduce moments and angular impulses on lower extremity joints during walking. *J Biomech*. 2014 Aug 22;47(11):2618-25.
142. Yang P-F, Sanno M, Ganse B, Koy T, Brüggemann G-P, Müller LP, et al. Torsion and antero-posterior bending in the in vivo human tibia loading regimes during walking and running. *PLoS One*. 2014;9(4):e94525.
143. Rittmeister M, Hanusek S, Starker M. Does tibial rotation correlate with femoral anteversion? Implications for hip arthroplasty. *J Arthroplasty*. 2006 Jun;21(4):553-8.
144. Kobylansky E, Weissman SL, Nathan H. Femoral and tibial torsion: a correlation study in dry bones. *Int Orthop*. 1979 Oct;3(2):145-7.
145. Jud L, Singh S, Tondelli T, Fürnstahl P, Fucentese SF, Vlachopoulos L. Combined Correction of Tibial Torsion and Tibial Tuberosity-Trochlear Groove Distance by

- Supratuberositary Torsional Osteotomy of the Tibia. *Am J Sports Med.* 2020 Jul 1;48(9):2260-7.
146. Strecker W, Dickschas J. Die Torsionsosteotomie: Behandlung des patellofemorale Maltracking. *Oper Orthop Traumatol.* 2015 Dec 1;27(6):505-24.
 147. Cotterill D. Tilting the soles of the boots, and its use as a means of treatment in various common conditions. *Edinb Med J.* 1912;8(2):111-7.
 148. Knittel G, Staheli LT. The effectiveness of shoe modifications for intoeing. *Orthop Clin North Am.* 1976 Oct;7(4):1019-25.
 149. Rodenberger CA. Some kinematic aspects of wedges and rotational devices. *J Am Podiatry Assoc.* 1968 Mar;58(3):113-6.
 150. Jones RK, Zhang M, Laxton P, Findlow AH, Liu A. The biomechanical effects of a new design of lateral wedge insole on the knee and ankle during walking. *Hum Mov Sci.* 2013 Aug;32(4):596-604.
 151. Mouri H, Kim W-C, Arai Y, Yoshida T, Oka Y, Ikoma K, et al. Effectiveness of medial-wedge insoles for children with intoeing gait who fall easily. *Turkish J Phys Med Rehabil.* 2019 Mar;65(1):9-15.
 152. Mabuchi A, Kitoh H, Inoue M, Hayashi M, Ishiguro N, Suzuki N. The biomechanical effect of the sensomotor insole on a pediatric intoeing gait. *ISRN Orthop.* 2012;2012(5):396718.
 153. Nakajima K, Kakihana W, Nakagawa T, Mitomi H, Hikita A, Suzuki R, et al. Addition of an arch support improves the biomechanical effect of a laterally wedged insole. *Gait Posture.* 2009 Feb;29(2):208-13.

154. Schuster RO. A device to influence the angle of gait. *J Am Podiatry Assoc.* 1967 Jun;57(6):269-70.
155. Munuera P V., Castillo JM, Dominguez G, Lafuente G. Orthotic devices with out-toeing wedge as treatment for in-toed gait in children. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2010;100(6):472-8.
156. Valmassy RL. The use of gait plates for in-toed and out-toed deformities. *Clin Podiatr Med Surg.* 1994 Apr;11(2):211-7.
157. Redmond AC. An evaluation of the use of gait plate inlays in the short-term management of the intoeing child. *Foot Ankle Int.* 1998;19(3):144-8.
158. Redmond AC. The effectiveness of gait plates in controlling in-toeing symptoms in young children. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2000 Feb;90(2):70-6.
159. Levitz S, Sobel E. An evaluation of the use of gait plate inlays in the short-term management of the intoeing child. *Foot ankle Int.* 1998 Aug;19(8):573-4.
160. Ganjehie S, Saeedi H, Farahmand B, Curran S. The efficiency of gait plate insole for children with in-toeing gait due to femoral antetorsion. *Prosthet Orthot Int.* 2017 Feb;41(1):51-7.
161. Rodenberger CA. Torqheels Relevance, mechanics, analysis, clinical evaluation. In: Ghista DN, Roaf R, editors. *Orthopaedic Mechanics: Procedures and Devices Volume II.* Academic Press; 2014. p. 182-92.
162. Valmassy RL. Pediatric lower extremity splinting and bracing techniques. *Clin Podiatr Med Surg.* 1997 Jan;14(1):217-28.
163. Valmassy R. *Clinical biomechanics of the lower extremitie.* St. Louis: Mosby; 1996. 425-52 p.

164. McCrea J. Pediatric orthopedics of the lower extremity: an instructional handbook. 1993 Ed. Mount Kisco NY: Futura Publishing; 1985.
165. Liberati A, Altman DG, Tetzlaff J, Mulrow C, Gøtzsche PC, Ioannidis JPA, et al. The PRISMA statement for reporting systematic reviews and meta-analyses of studies that evaluate healthcare interventions: explanation and elaboration. *BMJ*. 2009 Jul 21;339:b2700.
166. Oxford University OHRI. Pisma Transparent Reporting of Systematic Reviews and Meta-analyses [Internet]. Available from: <http://www.prisma-statement.org>
167. Root ML, Orien WP, Weed JH, Hugues RJ. Exploracion Biomeánica del pie. Volumen 1. Primera ed. Madrid: Ortocen SA; 1991. 103-19 p.
168. Bioengineering BTS. BTS P- 6000 Force plate Formulae. BROOKLYN NY USA 11201. GARBAGNATE ITALY;
169. Richards J. The Comprehensive Textbook of CLINICAL BIOMECHANICS. Second Edi. Elsevier Ltd; 2018. 199-207 p.
170. Budinski K, Budinski M. Engineering Materials: Properties and Selection. 7th ed. Prentice Hall; 2002.
171. Carbonell RAG, Álvarez García E, Campos Pérez Y. Tacón de torque. Análisis tensional y deformacional utilizando el Método de Elementos Finitos. *Ing Mecánica*. 2007;2:79-83.
172. Rodemberger CA. Torqheels Relevance, mechanics, analysis, clinical evaluation. In: Ghista DN, Roaf R, editors. Orthopaedic Mechanics Procedures and Devices Vol II. London: Academic Press; 2014. p. 175-92.

173. Wearing S, Smeathers J, Urry S. Frequency domain analysis detects previously unidentified changes in ground reaction force with visually guided foot placement. *J Appl Biomech.* 19(1):71-8.
174. Augsburger S, Oeffinger D, Edester B, White H, Cupp T, Tylkowski C. The effects of carpet on a motion analysis laboratory floor and forceplates. *Gait Posture.* 1996;4(2):190-1.
175. Staheli LT, Giffin L. Corrective Shoes for Children: A Survey of Current Practice. *Pediatrics* [Internet]. 1980 [cited 2017 Nov 20];65(1). Available from: <http://pediatrics.aappublications.org.sire.ub.edu/content/pediatrics/65/1/13.full.pdf>

10. ANNEXOS

10. ANNEXOS

ANNEX 1. APROBACIÓ DEL TREBALL PER LA COMISSIÓ DE BIOÈTICA DE LA UB

**UNIVERSITAT DE
BARCELONA**

Oficina de Gestió de la Recerca
Pavelló Rosa (recinte Maternitat) primer pis
Travessera de les Corts, 131-159 93-4035398
08028 Barcelona

COMISSIÓ DE BIOÈTICA

En Albert Royes i Qui, Secretari de la Comissió de Bioètica de la Universitat de Barcelona

CERTIFICA

Que analitzada la sol·licitud presentada pel Sr. **Ignasi Orrit Vilanova**, doctorand en el departament de Ciències Clíniques, de la Facultat de Medicina i Ciències de la Salut i referent a la Tesi intitulada "**Moment de torsió externa tibial a la marxa. Anàlisis del efectes dels tractaments biomecànics conservadors de la torsió tibial interna. Nova proposta correctora**", dirigida pel Dr. **Carles Verges Salas**, aquesta Comissió, per acord de data 25/04/2019, va aprovar informar favorablement des del punt de vista bioètic, la realització de l'esmentada tesi.

I perquè en quedi constància a tots els efectes, signa aquest document, amb el vist i plau del President de la Comissió, a Barcelona, 25/04/2019


Universitat de Barcelona
Comissió de Bioètica

Vist i Plau
El president de la Comissió de
Bioètica de la Universitat de
Barcelona


**UNIVERSITAT DE
BARCELONA**
Oficina de Gestió de la Recerca

Institutional Review Board (IRB00003099)

ANNEX 2. FULL D'INFORMACIÓ PER A LA PARTICIPACIÓ EN EL TREBALL D'INVESTIGACIÓ

TÍTOL DEL PROJECTE

Moment de torsió externa tibial en la marxa. Anàlisi dels tractaments biomecànics dirigits des de el peu en la torsió tibial interna. Nova proposta correctora.

INVESTIGADOR

Ignasi Orrit Vilanova

TUTOR

Dr. Casimiro Francisco Javierre Garcés

DIRECTORS

Dr. Carles Vergés Sales

CENTRE

Laboratori de Biomecànica del Grau de Podologia de la Universitat de Barcelona. Campus de Bellvitge

INTRODUCCIÓ

Aquest estudi, en què se l'invita a participar voluntàriament, s'acull als aspectes ètics d'investigació en humans que es recullen en la Declaració d'Hèlsinki de l'any 2013 i en l'Informe *Belmont*, i ha estat aprovat pel Comitè Ètic d'Investigació Clínica, d'acord amb la legislació vigent.

En aquest escrit, la intenció és que rebi la informació correcta i suficient perquè pugui avaluar si vol participar en l'estudi, per la qual cosa, llegeixi, si us plau, aquest full informatiu amb atenció i preguntant els dubtes que li puguin sorgir.

OBJECTIU GENERAL DE L'ESTUDI

L'objectiu de l'estudi és analitzar el seu caminar amb la utilització de quatre tractaments ortopèdics. Aquests tractaments seran en forma de suports plantars o falques a les sabates, sent totalment indolora i inofensiva la seva utilització.

Es realitzant 100 adquisicions en una plataforma de forces integrada al terra, i l'únic que tindrà que fer és caminar d'una forma desinhibida per sobre d'ella, tal i com ho faria pel carrer, notant molt poca diferència al utilitzar les ortesis ortopèdiques. El temps que li pot comportar la seva participació pot ser de unes dues hores màxim.

RISCOS DERIVATS DE LA PARTICIPACIÓ EN L'ESTUDI

Degut a que la utilització d'aquets tractaments no son en un període de temps prolongat, sent únicament puntual durant les dues hores del dia de la participació, no suposa, per tant, absolutament cap risc ni efecte secundari per vostè.

CONFIDENCIALITAT

La seva participació en l'estudi i les dades que en ell es recullen, seran absolutament confidencials i s'ajustaran a lo disposat en la llei orgànica 15/1999 de 13 de Desembre de protecció de dades.

Les seves dades recollides en l'estudi, estaran identificades mitjançant un codi, i sols els investigadors de l'estudi podran relacionar-les amb vostè. En qualsevol moment podrà cancel·lar i retirar la seva col·laboració.

ANNEX 3. CONSENTIMENT INFORMAT DE PARTICIPACIÓ EN EL TREBALL D'INVESTIGACIÓ exemplar per a l'investigador

Títol del projecte:

Moment de torsió externa tibial en la marxa. Anàlisi dels tractaments biomecànics dirigits des de el peu en la torsió tibial interna. Nova proposta correctora

Llegeixi i contesti amb atenció les preguntes següents:

- | | |
|--|---------|
| Ha llegit tota la informació que li ha estat facilitada sobre aquest projecte? | SI / NO |
| Ha tingut l'oportunitat de comentar qüestions sobre el projecte? | SI / NO |
| Ha rebut suficient informació sobre aquest projecte? | SI / NO |
| Ha rebut respostes satisfactòries a totes les preguntes? | SI / NO |
| Ha comprés que vostè és lliure d'abandonar aquest projecte, en qualsevol moment, sense donar-ne cap raó i sense que aquesta decisió pugui ocasionar-li cap perjudici,? | SI / NO |
| Ha comprés els possibles riscos associats a la seva participació en aquest projecte? | SI / NO |
| Està d'acord en participar-hi? | SI / NO |
| Rebrà algun tipus de compensació per participar-hi? | SI / NO |

Nom i cognoms del voluntari

Signatura:

Data:

En cas de que més endavant vostè vulgui fer alguna pregunta sobre aquest projecte, o bé si vol revocar la seva participació en el mateix, si us plau, contacti amb:

Ignasi Orrit Vilanova

Grau de Podologia.Facultat de Medicina i Ciències de la Salut. Universitat de Barcelona. Campus Bellvitge. C/ Feixa Llarga, s/n Pavelló de Govern, 1a planta. 08907 L'Hospitalet de Llobregat.

E-mail de contacte

Telf de contacte

Lloc, data, nom i signatura de l'investigador:

Laboratori de Biomecànica del Grau de Podologia del Campus de Bellvitge de la Universitat de Barcelona.

Data:

Ignasi Orrit Vilanova

ANNEX 4. CONSENTIMENT INFORMAT DE PARTICIPACIÓ EN EL TREBALL D'INVESTIGACIÓ exemplar per a l'investigador

Títol del projecte de recerca:

Moment de torsió externa tibial en la marxa. Anàlisi dels tractaments biomecànics dirigits des de el peu en la torsió tibial interna. Nova proposta correctora

Llegeixi i contesti amb atenció les preguntes següents:

- Ha llegit tota la informació que li ha estat facilitada sobre aquest projecte? SI / NO
- Ha tingut l'oportunitat de comentar qüestions sobre el projecte? SI / NO
- Ha rebut suficient informació sobre aquest projecte? SI / NO
- Ha rebut respostes satisfactòries a totes les preguntes? SI / NO
- Ha comprés que vostè és lliure d'abandonar aquest projecte, en qualsevol moment, sense donar-ne cap raó i sense que aquesta decisió pugui ocasionar-li cap perjudici,? SI / NO
- Ha comprés els possibles riscos associats a la seva participació en aquest projecte? SI / NO
- Està d'acord en participar-hi? SI / NO
- Rebrà algun tipus de compensació per participar-hi? SI / NO

Nom i cognoms del voluntari

Signatura:

Data:

En cas de que més endavant vostè vulgui fer alguna pregunta sobre aquest projecte, o bé si vol revocar la seva participació en el mateix, si us plau, contacti amb:

Ignasi Orrit Vilanova

Grau de Podologia.Facultat de Medicina i Ciències de la Salut. Universitat de Barcelona. Campus Bellvitge. C/ Feixa Llarga, s/n Pavelló de Govern, 1a planta. 08907 L'Hospitalet de Llobregat.

E-mail de contacte

Telf de contacte

Lloc, data, nom i signatura de l'investigador:

Laboratori de Biomecànica del Grau de Podologia del Campus de Bellvitge de la Universitat de Barcelona.

Data:

Ignasi Orrit Vilanova

