UNIVERSITAT DE BARCELONA

Efecte de la modulació de la cadència de marxa sobre la distribució de la pressió plantar de l'avantpeu en adults sans

Joan Lluch Fruns

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

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

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

UNIVERSITAT DE BARCELONA

Programa de Doctorat en Medicina i Recerca Translacional

Efecte de la modulació de la cadència de marxa sobre la distribució de la pressió plantar de l'avantpeu en adults sans

Memòria de tesi doctoral presentada per

JOAN LLUCH FRUNS

per optar al grau de doctor per la Universitat de Barcelona

Directora i tutora

Prof. Dra. María Cristina Manzanares Céspedes

Unitat d'Anatomia i Embriologia Humana
Departament de Patologia i Terapèutica Experimental
Facultat de Medicina i Ciències de la Salut

Facultat de Medicina i Ciències de la Salut

Universitat de Barcelona

Barcelona, Juny 2026

AGRAÏMENTS

Vull expressar el meu agraïment més sincer a la Dra. Manzanares, directora d'aquesta tesi doctoral, per la seva orientació rigorosa, la seva disponibilitat constant i el seu criteri científic al llarg de tot el procés. La seva exigència acadèmica, combinada amb un suport ferm i constructiu, ha estat determinant per al desenvolupament, la coherència metodològica i la culminació d'aquest treball.

Agraeixo també a totes les persones i institucions que han facilitat els recursos materials, tècnics i logístics necessaris per a la realització d'aquesta recerca, així com a totes les persones participants en l'estudi. Sense la seva col·laboració desinteressada, aquest treball no hauria estat possible.

Vull reconèixer de manera especial el suport rebut per part dels companys i col·legues, amb qui he compartit reflexions, dubtes i aprenentatges al llarg del camí doctoral. En particular, vull agrair al Dr. Carles Verges i el Dr. Baldiri Prats les seves aportacions, el diàleg crític i l'acompanyament professional, que han contribuït, directament o indirectament, a enriquir aquest treball.

Finalment, vull expressar el meu agraïment més profund a la meva família, pel suport personal, la paciència i la confiança dipositada en mi durant tot aquest procés. De manera molt especial, a la meva companya Maria, pel seu acompanyament incondicional, i als meus fills Blai i Aran, que han estat una font constant de motivació i equilibri, fins i tot en els moments de major exigència. Sense el seu suport i comprensió, aquest projecte no hauria estat possible.

FINANÇAMENT

La present tesi doctoral no ha comptat amb finançament específic procedent d'agències públiques, entitats privades o organismes sense ànim de lucre.

La realització del treball s'ha dut a terme utilitzant els recursos disponibles en l'entorn acadèmic i amb recursos propis del doctorand.

Així mateix, el desenvolupament experimental ha estat possible gràcies a l'accés a les instal·lacions i recursos tècnics de la Universitat de Barcelona, incloent el laboratori del Departament de Podologia, així com l'Hospital Podològic Virginia Novel i la Clínica Podològica Podobcn®, i al suport del personal tècnic i assistencial que ha facilitat el correcte desenvolupament de les activitats experimentals.

ÍNDEX Pàg.

1. INTRODUCCIÓ 1

1.1 La marxa humana com a fenomen funcional i biomecànic 1

1.1.1 Fonaments funcionals i biomecànics de la marxa humana 1

1.1.2 Control neuromuscular i musculoesquelètic de la marxa 3

1.1.3 El cicle de la marxa: fases i característiques biomecàniques 4

1.1.3.1 Definició del cicle de la marxa 4

1.1.3.2 Fase de suport 5

1.1.3.3 Fase d'oscil·lació 6

1.1.4 Consideracions temporals i adaptacions funcionals 6

1.1.5 Funció biomecànica de l'avantpeu i segmentació anatòmico-funcional distal 8

1.2 Sistemes d'anàlisi plantar: plataformes vs plantilles instrumentades, marxa descalça vs amb calçat 9

1.2.1 Plataformes de pressió plantar 10

1.2.2 Plantilles instrumentades (sistemes dins del calçat) 11

1.2.3 Marxa descalça vs marxa amb calçat 12

1.2.4 Consideracions metodològiques i elecció del sistema en el present treball 13

1.3 Cadència de pas com a variable moduladora del patró de marxa 13

1.3.1 Relació entre cadència, velocitat i longitud del pas 15

1.3.2 Influència del sexe sobre la cadència 17

1.3.3 Efecte de l'edat sobre la cadència 19

1.3.4 Influència de l'índex de massa corporal 19

1.3.5 Efectes neuromusculars de la modificació de la cadència 20

1.3.6 Cadència i estabilitat dinàmica 21

1.3.7 Modulació de la cadència mitjançant estímuls externs 22

1.4 Marc teòric sobre la cadència de pas i les pressions plantars 25

1.5 Implicacions clíniques i relació amb el present estudi 27

Pàg.

1.6 Anàlisi crítica de la literatura, buit de coneixement i justificació del present estudi 29

1.7 Model conceptual del present estudi 33

2. HIPÒTESIS 35

3. OBJECTIUS 36

3.1 Objectiu general 36

3.2 Objectius específics 36

4. MATERIAL I MÈTODES 38

4.1 Disseny de l'estudi 38

4.1.1 Integració de la perspectiva de sexe i gènere en el disseny de l'estudi 38

4.1.2 Consideracions ètiques 40

4.2 Mostra 41

4.2.1 Població d'estudi 41

4.2.2 Justificació de mida mostral 41

4.2.3 Criteris d'inclusió 42

4.2.4 Criteris d'exclusió 42

4.3 Variables de l'estudi 43

4.3.1 Variables descriptives 43

4.3.2 Variables independents 44

4.3.3 Variables espaciotemporals 44

4.3.4 Variables cinètiques (pressions plantars) 45

4.3.4.1 Unitats anatòmico-funcionals de l'avantpeu analitzades 46

4.4. Instrumentació 49

4.4.1 Sistema de plantilles instrumentades F-Scan Mobile® 49

4.4.1.1 Descripció del sistema 49

4.4.1.2 Preparació i adaptació de les plantilles 50

4.4.1.3 Paràmetres de registre 51

4.4.1.4 Calibratge del sistema 52

Pàg.

4.4.1.5 Protocol operatiu de col·locació, verificació del calibratge i obtenció de registres 53
4.4.1.6 Obtenció de variables, segmentació UAF i construcció de les corbes temporals del PPP 55
4.4.1.7 Consideracions metodològiques 59
4.4.2 Sistema d'anàlisi espaciotemporal OptoGait® 59
4.4.2.1 Descripció del sistema 60
4.4.2.2 Paràmetres tècnics 60
4.4.2.3 Instal·lació, calibratge i configuració específica del sistema OptoGait® en tapís rodant 61
4.4.2.4 Creació del test i paràmetres de registre 63
4.4.2.5 Protocol operatiu amb el participant: calibratge individual i control de la cadència 64
4.4.2.6 Tractament inicial dels registres i criteris de validesa 65
4.4.2.7 Exemples representatius dels informes finals generats per OptoGait® 67
4.4.3 Tapís rodant 71
4.4.3.1 Consideracions metodològiques i limitacions: marxa en tapís rodant vs marxa sobre terra 73
4.5 Protocol experimental 74
4.5.1 Preparació del participant 75
4.5.1.1 Familiarització prèvia amb el tapís rodant i el control de la cadència 75
4.5.1.2 Selecció del calçat i adaptació de les plantilles F-Scan Mobile® 75
4.5.1.3 Connexions, fixació i disposició de la unitat de registre (F-Scan®) 76
4.5.1.4 Configuració i programari i paràmetres d'adquisició (F-Scan®) 76

Pàg.

4.5.1.5 Calibratge individual i test d'efectivitat del calibratge (F-Scan®) 77

4.5.1.6 Preparació, instal·lació i calibratge específic en tapís rodant (OptoGait®) 77

4.5.2 Protocol de marxa 78

4.5.2.1 Justificació del control de velocitat i de la modulació de la cadència 78

4.5.2.2 Control de la cadència: metrònom i *feedback* 79

4.5.2.3 Ordre de les condicions i gestió de la fatiga 80

4.5.3 Enregistrament de dades 80

4.5.3.1 Inici del registre i criteri d'estat estable 80

4.5.3.2 Registres dinàmics amb F-Scan®: adquisició, repeticions i descàrrega 80

4.5.3.3 Control de qualitat dels registres i acceptació per similitud de corbes 81

4.5.3.4 Sincronització OptoGait®-F-Scan® i alineació temporal 81

4.5.3.5 Criteris de selecció de passes per a l'anàlisi 82

4.6 Justificació biomecànica de la cadència preferida i del cost energètic 82

4.7 Tractament, processament i anàlisi estadística de les dades 85

4.7.1 Extracció i organització de les variables 85

4.7.2 Criteris de qualitat i acceptació dels registres 87

4.7.3 Anàlisi estadística 87

4.7.3.1 Anàlisi estadística de les variables espaciotemporals (OptoGait®) 88

4.7.3.2 Anàlisi estadística de les variables de pressió plantar (F-Scan®) 88

4.7.4 Coherència amb l'anàlisi estadística de l'article científic 89

4.8 Consideracions metodològiques 90

5. RESULTATS **95**

5.1 Característiques de la mostra 95

5.2 Resultats de la pressió plantar (F-Scan®) 97

Pàg.

5.2.1 Peu dret 97
5.2.1.1 Primer dit 97
5.2.1.1.1 Anàlisi global 97
5.2.1.1.2 Anàlisi estratificada 98
5.2.1.2 Dits menors 102
5.2.1.2.1 Anàlisi global 102
5.2.1.2.2 Anàlisi estratificada 104
5.2.1.3 Primer radi 109
5.2.1.3.1 Anàlisi global 109
5.2.1.3.2 Anàlisi estratificada 110
5.2.1.4 Radis centrals 113
5.2.1.4.1 Anàlisi global 113
5.2.1.4.2 Anàlisi estratificada 114
5.2.1.5 Cinquè radi 117
5.2.1.5.1 Anàlisi global 117
5.2.1.5.2 Anàlisi estratificada 118
5.2.2 Peu esquerre 121
5.2.2.1 Primer dit 121
5.2.2.1.1 Anàlisi global 121
5.2.2.1.2 Anàlisi estratificada 122
5.2.2.2 Dits menors 125
5.2.2.2.1 Anàlisi global 125
5.2.2.2.2 Anàlisi estratificada 126
5.2.2.3 Primer radi 129
5.2.2.3.1 Anàlisi global 129
5.2.2.3.2 Anàlisi estratificada 130
5.2.2.4 Radis centrals 133
5.2.2.4.1 Anàlisi global 133
5.2.2.4.2 Anàlisi estratificada 134
5.2.2.5 Cinquè radi 137
5.2.2.5.1 Anàlisi global 137

Pàg.

5.2.2.5.2 Anàlisi estratificada 138

5.2.3 Anàlisi descriptiva completa de les pressions plantars (taules completes PPP 0-100%) 141

5.3 Resultats espaciotemporals de la marxa (OptoGait®) 147

5.3.1 Control de la cadència i paràmetres globals de la marxa 147

5.3.2 Paràmetres temporals i espacials del peu dret 148

5.3.3 Paràmetres temporals i espacials del peu esquerre 148

5.3.4. Cadència 149

5.3.5 Longitud de la gambada 152

5.3.6 Cicle de la marxa 153

5.4. Síntesi dels resultats espaciotemporals 155

5.5 Síntesi integradora dels resultats de pressió plantar 157

5.5.1 Anàlisi integradora estratificada de la càrrega plantar 160

5.6 Resultats corresponents a l'article publicat 162

5.6.1 Paràmetres espaciotemporals de la marxa 162

5.6.2 Distribució regional de la pressió plantar 164

5.6.3 Associacions entre paràmetres espaciotemporals i càrrega plantar 167

5.6.4 Síntesi dels resultats de l'article 167

6. DISCUSSIÓ 169

6.1 Relació entre cadència, temps de suport i pressió plantar 170

6.2 Implicacions clíniques: metatarsàlgia i sobrecàrrega de l'avantpeu 172

6.3 Limitacions i línies futures 177

6.4 Síntesi mecanística i model conceptual (temporal → mecànic → clínic) 181

7. CONCLUSIONS 184

8. BIBLIOGRAFIA 185

9. ANNEX 192

ABREVIATURES I ACRÒNIMS

• **ANOVA:** Anàlisi de la variància
• **AUC:** Àrea sota la corba
• **AUC del PPP:** Àrea sota la corba del pic de pressió plantar al llarg de la fase de suport normalitzada (0-100%)
• **CPG:** generadors centrals de patrons
• **COP:** Centre de pressió
• **CV:** Coeficient de variació
• **EMG:** Electromiografia
• **GRF:** Forces de reacció del terra
• **Hz:** Hertz
• **IMC:** Índex de massa corporal
• **LED:** Diod emissor de llum
• **PPP:** Pic de pressió plantar
• **PTI:** Integral pressió-temps
• **SD:** Desviació estàndard
• **UAF:** Unitats anatòmico-funcionals

UNITATS I SÍMBOLS

- **kg:** quilogram
- **kg/m²:** quilograms per metre quadrat
- **kPa:** quilopascal (unitat del pic de pressió plantar, PPP)
- **kPa·%:** unitat de l'àrea sota la corba del pic de pressió plantar normalitzat (AUC del PPP), calculada sobre la fase de suport normalitzada (0-100%)
- **kPa·s:** quilopascal per segon
- **m:** metre
- **cm:** centímetre
- **m·s^{-1}:** metres per segon
- **ms:** mil·lisegon
- **N:** newton
- **s:** segon
- **%:** percentatge
- **passos·min^{-1}:** passos per minut

GLOSSARI

Termes biomecànics

• **Àrea sota la corba del pic de pressió plantar (AUC del PPP, *Area Under the Curve of Peak Plantar Pressure*):** Mesura integradora que quantifica la distribució temporal del pic de pressió plantar al llarg de la fase de suport normalitzada (0–100%), utilitzada com a indicador de la càrrega plantar relativa.

• **Avantpeu com a unitat funcional global:** Consideració de l'avantpeu com una estructura integrada, caracteritzada per la suma de les respostes mecàniques de totes les unitats anatomo-funcionals quan s'analitza la càrrega plantar de manera agregada.

• **Cadència:** Nombre de passos per minut durant la marxa (passos·min^{-1}), que representa el component temporal del ritme locomotor.

• **Càrrega plantar acumulada:** Exposició mecànica total del peu o d'una regió plantar durant el suport, dependent tant de la magnitud de la pressió com de la seva distribució temporal.

• **Centre de masses:** Punt teòric que representa la distribució global de la massa corporal i el seu desplaçament durant la marxa.

• **Centre de pressió (COP, *Center of Pressure*):** Punt resultant de l'aplicació de les forces plantars durant la fase de suport, que es desplaça progressivament del retropè cap a l'avantpeu al llarg del cicle de la marxa.

• **Centre generador de patrons (CPG, *Central Pattern Generator*):** Xarxa neuronal espinal capaç de generar de manera intrínseca patrons rítmics d'activació motora, independentment d'ordres descendents o estímuls sensorials continus, que proporciona el ritme i la temporització bàsica de la marxa i modula l'activació dels motoneurones en fases específiques del cicle locomotor.

• **Cicle de la marxa:** Seqüència d'esdeveniments compresa entre dos contactes inicials consecutius del mateix peu amb el terra.

• **Cinquè radi:** Unitat anatomo-funcional lateral caracteritzada per la seva contribució a l'estabilitat lateral del peu i a la dissipació de càrrega durant el suport.

• **Dits menors (segon a cinquè):** Unitats distals caracteritzades per la seva funció d'adaptació i estabilització durant el suport, contribuint a la distribució de la càrrega plantar i a l'ajust del contacte amb el terra.

• **Fase de suport:** Període del cicle de la marxa en què el peu està en contacte amb el terra (aproximadament el 60% del cicle en marxa normal).

• **Fase d'oscil·lació:** Període del cicle de la marxa en què el peu es troba en l'aire avançant cap al següent contacte inicial (aproximadament el 40% del cicle).

• **Forces de reacció del terra (GRF, *Ground Reaction Forces*):** Forces exercides pel terra sobre el peu durant el contacte, amb components vertical, anteroposterior i mediolateral.

• **Index de massa corporal (IMC,** *Body Mass Index* **[BMI]):** Indicador antropomètric que relaciona el pes corporal amb l'alçada (kg/m²), utilitzat per estimar l'estat ponderal.

• **Integral pressió-temps (PTI, *Pressure-Time Integral*):** Mesura acumulativa clàssica que integra la pressió plantar al llarg del temps real de contacte (kPa·s), utilitzada com a indicador de càrrega mecànica acumulada en estudis de pressió plantar.

• **Marxa a velocitat constant:** Condició experimental en què la velocitat de desplaçament es manté estable mentre es manipulen altres variables, com la cadència.

• **Mecanisme de Windlass:** Mecanisme biomecànic pel qual l'extensió dels dits tensiona la fàscia plantar, elevant l'arc longitudinal medial i estabilitzant el peu durant la propulsió.

• **Metrònom:** Dispositiu que emet estímuls rítmics regulars per controlar i modular la cadència del pas durant la marxa o la cursa.

• **Patró locomotor:** Organització coordinada, rítmica i cíclica dels moviments del sistema musculoesquelètic durant la marxa, resultat de la interacció entre mecanismes neuromusculars, control motor i demandes biomecàniques, que es manifesta mitjançant paràmetres espaciotemporals i mecànics com la cadència, la longitud del pas, el temps de suport i la distribució de la càrrega plantar.

• **Pic de pressió plantar (PPP, *Plantar Pressure Peak*):** Valor màxim instantani de pressió registrat en una regió plantar específica durant la fase de suport.

• **Pressió plantar:** Força exercida pel peu sobre la superfície de suport per unitat d'àrea, habitualment expressada en kilopascals (kPa).

• **Primer dit (hallux):** Unitat distal medial caracteritzada per un paper determinant en la fase final de la propulsió, facilitant la transferència de càrrega i la generació de força mitjançant el mecanisme de Windlass.

• **Primer radi:** Unitat anatomo-funcional medial formada pel primer metatarsià, caracteritzada per una elevada capacitat de càrrega i un paper clau en l'estabilització medial i la generació de força durant la fase propulsiva.

• **Redistribució regional de la càrrega:** Modificació del patró espacial de les pressions plantars entre diferents regions del peu sense que impliqui necessàriament un canvi en la càrrega global.

• **Radis centrals:** Unitats anatomo-funcionals centrals caracteritzades per actuar com a principals zones de transferència de càrrega plantar, amb elevada exposició mecànica i sensibilitat als canvis temporals del patró de marxa.

• ***Rocker* del peu:** Mecanisme de rodament funcional del peu durant la fase de suport que facilita la progressió del centre de masses, clàssicament dividit en rocker del taló, del turmell, metatarsofalàngic i digital.

• **Suport terminal:** Subfase del suport caracteritzada per l'elevació del taló i la transferència de la càrrega cap a l'avantpeu.

• **Preoscil·lació:** Fase final del suport en què es produeix l'alliberament progressiu del peu del terra i es registren valors elevats de pressió a l'avantpeu.

• **Avantpeu:** Regió anatòmica distal del peu formada pels metatarsians, articulacions metatarsofalàngiques i dits, principal responsable de la propulsió durant la marxa.

• **Normalització temporal del suport:** Procediment analític que expressa la fase de suport en una escala relativa del 0% al 100%, permetent comparar la distribució temporal de les pressions entre condicions i participants.

• ***Targeting*:** Adaptació involuntària del patró de marxa causada per la necessitat d'encertar un dispositiu de mesura discret (com una plataforma de pressió), que pot introduir biaixos en els paràmetres espaciotemporals i en la distribució de les pressions plantars, i que es redueix quan s'utilitzen sistemes dins del calçat amb registre continu.

• ***Timing*:** Organització temporal dels esdeveniments del cicle de la marxa, incloent activació muscular, contacte del peu i fases del pas.

• **Unitats anatòmico-funcionals de l'avantpeu:** Regions segmentades de l'avantpeu definides per la seva funció mecànica durant la marxa, caracteritzades per diferències en la transmissió, distribució i adaptació de la càrrega plantar al llarg de la fase de suport.

• **Validesa ecològica:** Grau en què els resultats d'un estudi o les mesures obtingudes reflecteixen de manera fidel el comportament real en contextos naturals o quotidians, considerant si les condicions experimentals reprodueixen adequadament les demandes funcionals, ambientals i de tasca pròpies de la situació real.

ENUMERACIÓ DE L'ARTICLE DE LA TESI

Tesi en format clàssic amb 1 article annexat.

La tesi consta de 5 objectius (1 objectiu general i 4 objectius específics) i 1 article.

Lluch Fruns J., Manzanares-Céspedes M.C., Pérez-Palma L., Vergés Salas C. Kinematic and Kinetic Adaptations to Step Cadence Modulation During Walking in Healthy Adults. *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*. 2026;11(1):53.

Factor d'impacte (SJR, 2024): 0.804

Quartil (SJR): Q1

RESUM

Efecte de la modulació de la cadència de marxa sobre la distribució de la pressió plantar de l'avantpeu en adults sans

La cadència de marxa és una variable clau del patró locomotor humà i un objectiu freqüent en intervencions de rehabilitació. Tot i això, el seu impacte específic sobre la distribució de les pressions plantars de l'avantpeu durant la marxa a velocitat constant no ha estat plenament caracteritzat, especialment en relació amb les unitats anatomo-funcionals de l'avantpeu i els mecanismes d'exposició mecànica distal.

La hipòtesi d'aquesta tesi és que l'augment de la cadència de marxa, a velocitat constant, actua com una restricció temporal del cicle de la marxa que es tradueix en una reorganització espaciotemporal de la càrrega plantar, amb adaptacions específiques entre les unitats anatomo-funcionals de l'avantpeu, sense implicar necessàriament una reducció global de la càrrega acumulada.

L'objectiu d'aquesta tesi doctoral és analitzar l'efecte de diferents cadències de pas sobre les pressions plantars de l'avantpeu durant la marxa en adults sans, considerant l'avantpeu com un sistema segmentat en unitats anatomo-funcionals.

Participants sans van caminar a velocitat constant sobre tapís rodant sota tres condicions de cadència controlada (110, 120 i 130 passos·min^{-1}). Els paràmetres espaciotemporals es van registrar mitjançant el sistema OptoGait®, mentre que les pressions plantars es van analitzar amb plantilles instrumentades dins del calçat (F-Scan®), obtenint el pic de pressió plantar i la càrrega acumulada mitjançant la integral pressió-temps.

Els resultats mostren que l'augment de la cadència redueix el temps de pas, el temps de suport i la durada del cicle de la marxa sense alterar la velocitat ni la simetria entre extremitats inferiors, i s'associa a increments específics de la

pressió plantar i de la càrrega acumulada en determinades unitats anatomo-funcionals, especialment als radis centrals.

Aquests canvis reflecteixen una reorganització espaciotemporal de la càrrega plantar, en què la reducció del temps de suport es relaciona amb modificacions mecàniques de la càrrega acumulada, evidenciant una adaptació coordinada entre components temporals i mecànics del patró de marxa.

En conclusió, la modulació de la cadència actua com una variable de control temporal no neutra capaç de generar adaptacions mecàniques específiques entre les unitats anatomo-funcionals de l'avantpeu, amb implicacions en la interpretació biomecànica i en la prescripció clínica individualitzada de la marxa.

PARAULES CLAU: marxa humana; cadència; pressió plantar; avantpeu; biomecànica.

RESUMEN

Efecto de la modulación de la cadencia de marcha sobre la distribución de la presión plantar del antepié en adultos sanos

La cadencia de marcha es una variable clave del patrón locomotor humano y un objetivo frecuente en intervenciones de rehabilitación. Sin embargo, su impacto específico sobre la distribución de las presiones plantares del antepié durante la marcha a velocidad constante no ha sido plenamente caracterizado, especialmente en relación con las unidades anatómico-funcionales del antepié y los mecanismos de exposición mecánica distal.

La hipótesis de esta tesis es que el aumento de la cadencia de marcha, a velocidad constante, actúa como una restricción temporal del ciclo de la marcha que se traduce en una reorganización espacio-temporal de la carga plantar, con adaptaciones específicas entre las distintas unidades anatómico-funcionales del antepié, sin implicar necesariamente una reducción global de la carga acumulada.

El objetivo de esta tesis doctoral es analizar el efecto de diferentes cadencias de paso sobre las presiones plantares del antepié durante la marcha en adultos sanos, considerando el antepié como un sistema segmentado en unidades anatómico-funcionales.

Participantes sanos caminaron a velocidad constante sobre tapiz rodante bajo tres condiciones de cadencia controlada (110, 120 y 130 pasos·min^{-1}). Los parámetros espacio-temporales se registraron mediante el sistema OptoGait®, mientras que las presiones plantares se analizaron con plantillas instrumentadas dentro del calzado (F-Scan®), obteniendo el pico de presión plantar y la carga acumulada mediante la integral presión-tiempo.

Los resultados muestran que el aumento de la cadencia reduce el tiempo de paso, el tiempo de apoyo y la duración del ciclo de la marcha sin alterar la velocidad ni la simetría entre extremidades inferiores, y se asocia a incrementos específicos de la presión plantar y de la carga acumulada en determinadas unidades anatómico-funcionales, especialmente en los radios centrales.

Estos cambios reflejan una reorganización espacio-temporal de la carga plantar, en la que la reducción del tiempo de apoyo se relaciona con modificaciones mecánicas de la carga acumulada, evidenciando una adaptación coordinada entre los componentes temporales y mecánicos del patrón de marcha.

En conclusión, la modulación de la cadencia actúa como una variable de control temporal no neutra capaz de generar adaptaciones mecánicas específicas entre las unidades anatómico-funcionales del antepié, con implicaciones en la interpretación biomecánica y en la prescripción clínica individualizada de la marcha.

PALABRAS CLAVE: marcha humana; cadencia; presión plantar; antepié; biomecánica.

ABSTRACT

Effect of Step Cadence Modulation on Forefoot Plantar Pressure Distribution in Healthy Adults

Walking cadence is a key parameter of human locomotion and a frequent target in rehabilitation interventions. However, its specific effects on forefoot plantar pressure distribution during constant-speed walking remain incompletely characterized, particularly in relation to forefoot anatomical-functional units and distal mechanical load exposure mechanisms.

The hypothesis of this thesis is that increasing walking cadence at a constant speed acts as a temporal constraint on the gait cycle, leading to a spatiotemporal reorganization of plantar loading, with unit-specific adaptations across forefoot anatomical-functional regions, without necessarily reducing overall cumulative load.

The aim of this doctoral thesis was to analyze the effects of different step cadences on forefoot plantar pressures during walking in healthy adults, considering the forefoot as a functionally segmented system composed of anatomical-functional units.

Healthy participants walked at a constant speed on a treadmill under three controlled cadence conditions (110, 120, and 130 steps·min^{-1}). Spatiotemporal parameters were recorded using the OptoGait® system, while plantar pressures were assessed using in-shoe pressure sensors (F-Scan®), obtaining peak plantar pressure and cumulative load through the pressure–time integral.

Results showed that increasing cadence reduced step time, stance time, and gait cycle duration without altering walking speed or inter-limb symmetry, and was associated with region-specific increases in plantar pressure and cumulative load across selected anatomical-functional units, particularly in the central rays.

These findings reflect a spatiotemporal reorganization of plantar loading, whereby reduced stance duration is associated with mechanical changes in cumulative load, highlighting a coordinated adaptation between temporal and mechanical components of gait.

In conclusion, cadence modulation acts as a non-neutral temporal control variable capable of inducing specific mechanical adaptations across forefoot anatomical-functional units, with potential implications for biomechanical interpretation and individualized clinical gait prescription.

KEYWORDS: human gait; step cadence; plantar pressure; forefoot; biomechanics.

1. INTRODUCCIÓ

1.1 La marxa humana com a fenomen funcional i biomecànic

1.1.1 Fonaments funcionals i biomecànics de la marxa humana

La marxa humana constitueix una activitat funcional essencial en la vida quotidiana i un indicador central de salut, autonomia i qualitat de vida [1,2]. El desplaçament bípede implica una coordinació precisa entre el sistema neuromuscular, les estructures osteoarticulars i la interacció mecànica amb el terra, que es manifesta principalment a través de les forces de reacció del terra (GRF) i de l'organització espaciotemporal del moviment [3,4.]

En aquest context, la marxa es caracteritza per una successió rítmica i cíclica de fases de suport i oscil·lació que permet el desplaçament eficient del centre de massa amb ajustos continus orientats al manteniment de l'estabilitat i a l'optimització del cost energètic. Des d'aquesta perspectiva, la marxa pot conceptualitzar-se com un patró motor locomotor rítmic i cíclic, resultat de la integració coordinada de mecanismes neuromusculars, *feedback* sensorial i demandes biomecàniques de la tasca [5-8].

Des d'un punt de vista biomecànic, el desplaçament durant la marxa s'ha descrit clàssicament com una "caiguda controlada", en què el centre de massa progressa cap endavant aprofitant la gravetat i la inèrcia mentre el sistema neuromuscular regula l'estabilitat i el control del moviment [3]. En aquest marc teòric, el model del pèndol invertit explica les oscil·lacions del centre de massa i l'intercanvi entre energia potencial i cinètica, contribuint a la reducció del cost metabòlic del desplaçament [9]. L'eficiència d'aquest mecanisme depèn del manteniment de paràmetres temporals i espacials dins de rangs funcionals, els quals poden veure's alterats en condicions patològiques amb repercussions sobre el consum energètic i la distribució de càrregues.

No obstant això, l'anàlisi de la marxa basada exclusivament en l'observació clínica presenta limitacions rellevants, atesa la seva fiabilitat moderada i la seva capacitat restringida per captar amb precisió l'organització espaciotemporal del patró locomotor [10]. A més, nombrosos esdeveniments biomecànics es produeixen en intervals temporals molt breus, superant la resolució perceptiva de la visió humana [11,12]. En la mateixa línia, els enfocaments no instrumentats o basats en descriptors puntuals mostren una sensibilitat limitada per detectar diferències cinemàtiques i cinètiques fines al llarg del cicle de la marxa [11,13]. Per aquest motiu, l'ús de sistemes instrumentats esdevé essencial per obtenir mesures objectives, precises i reproductibles, especialment en contextos d'investigació biomecànica i presa de decisions clíniques [11,12,14].

En les darreres dècades, la integració d'avenços en instrumentació, tecnologies de sensors i informàtica ha impulsat l'anàlisi del moviment humà més enllà de la descripció bàsica, i l'ha convertit en una disciplina aplicable a camps com la presa de decisió quirúrgica, el disseny ortèsic, la rehabilitació i l'ergonomia [12,14,15]. Així, l'anàlisi de la marxa ha evolucionat des d'una aproximació qualitativa cap a una aproximació quantitativa, on paràmetres espaciotemporals, cinemàtics i cinètics poden mesurar-se i comparar-se de manera robusta [15].

Dins d'aquest context, el peu té un paper determinant, ja que constitueix la interfície directa entre el cos i el terra i actua com a element d'amortiment, adaptació i propulsió [1]. La distribució de càrregues a la planta del peu durant el cicle de marxa reflecteix tant la funció neuromuscular com l'estratègia mecànica adoptada per l'individu [16,17]. Per aquest motiu, l'estudi del patró de càrrega plantar mitjançant sistemes instrumentats, com ara plataformes de força o plantilles sensoritzades, aporta informació especialment rellevant per comprendre la relació entre paràmetres temporals, com la cadència, i resultats mecànics, com les pressions plantars [4,17], eix central del present treball doctoral.

1.1.2 Control neuromuscular i musculoesquelètic de la marxa

Des d'un punt de vista neurològic, la marxa està regulada per mecanismes de control motor que integren la planificació, l'execució i l'ajust continu del moviment durant el cicle de la marxa. Aquest control es basa en la coordinació jeràrquica entre estructures supraspinals, circuits espinals i sistemes sensoriomotors, que permeten l'activació rítmica i alternant dels membres inferiors de manera eficient i funcional [5,8,18]. La regulació del moviment es modula constantment a partir de les aferències sensorials, especialment propioceptives, vestibulars i visuals, les quals proporcionen informació essencial per a l'adaptació del patró de marxa a les demandes de l'entorn, com ara canvis de superfície, presència d'obstacles o modificacions voluntàries de la velocitat i la cadència [1,19.]

El sistema musculoesquelètic exerceix un paper fonamental en la generació, absorció i transmissió de forces al llarg del cicle de la marxa [1]. Les articulacions del maluc, genoll i turmell funcionen com a elements biomecànics interdependents que permeten l'atenuació de càrregues, l'estabilització del cos durant el suport i la generació de propulsió cap endavant [3]. En aquest context, l'activació seqüencial i coordinada dels principals grups musculars del membre inferior, glutis, quàdriceps, isquiotibials i tríceps sural, constitueix el component musculoesquelètic efector del patró motor de la marxa, facilitant la transició eficient entre les diferents subfases del cicle [1]. Alteracions en la coordinació o en la funció d'aquests grups musculars poden modificar la distribució de càrregues plantars i la mecànica del pas, afavorint l'aparició d'estratègies compensatòries potencialment desfavorables des del punt de vista biomecànic [16,20].

En aquest context, l'eficiència del model del pèndol invertit depèn en gran mesura de l'organització temporal i espacial del patró de marxa. Variacions en paràmetres com la cadència poden modificar la dinàmica del centre de massa i l'intercanvi energètic, alterant no només el cost metabòlic sinó també la distribució mecànica de les forces durant la fase de suport. D'aquesta manera, la modulació temporal

del pas no només té implicacions energètiques, sinó també mecàniques, especialment en la manera com les càrregues es distribueixen a nivell plantar [1].

1.1.3 El cicle de la marxa: fases i característiques biomecàniques

1.1.3.1 Definició del cicle de la marxa

El cicle de la marxa es defineix com l'interval temporal comprès entre dos contactes consecutius del mateix peu amb el terra. Tradicionalment, s'inicia amb el contacte inicial del peu amb el terra (normalment el taló) i finalitza amb el següent contacte del mateix peu, constituint la unitat de referència per a l'anàlisi cinemàtica i cinètica del desplaçament humà [1,21]. Durant aquest interval es desenvolupa una successió organitzada d'esdeveniments biomecànics que permeten el suport del pes corporal, el manteniment de l'equilibri i la progressió cap endavant [3,5,8].

Des d'una perspectiva biomecànica, el cicle de la marxa integra simultàniament components temporals, espacials i mecànics, els quals poden modificar-se selectivament en funció de variables com la velocitat, la cadència o les característiques individuals del subjecte [22]. Clàssicament, el cicle es divideix en dues grans fases funcionals: la fase de suport i la fase d'oscil·lació. La fase de suport representa aproximadament el 62% del cicle i correspon al període en què el peu es troba en contacte amb el terra, mentre que la fase d'oscil·lació ocupa aproximadament el 38% restant i correspon al temps en què l'extremitat avança sense contacte amb el terra [1,21]. Aquestes proporcions poden variar segons la velocitat de marxa, l'edat o la presència de patologia [1,20].

Més enllà de la divisió temporal, el cicle de la marxa s'organitza funcionalment per complir tres tasques principals: l'acceptació del pes, el suport unipodal i l'avançament de l'extremitat, que garanteixen estabilitat, progressió i eficiència mecànica durant el desplaçament [1] (Figura 1.1.).

1.1.3.2 Fase de suport

La fase de suport pot subdividir-se en diversos subfases funcionals que descriuen amb precisió els esdeveniments biomecànics que tenen lloc durant el contacte del peu amb el terra [1] (Figura 1.1.).

Contacte inicial (*initial contact*)

Correspon al moment en què el peu entra en contacte amb el terra, habitualment mitjançant el taló en condicions de marxa normal. Aquesta fase té com a objectiu posicionar adequadament el peu per iniciar el suport del pes corporal [1,17].

Resposta a la càrrega (*loading response*)

Durant aquest període es produeix la transferència progressiva del pes corporal sobre l'extremitat de suport. El sistema musculoesquelètic actua per absorbir l'impacte inicial, estabilitzar les articulacions i prevenir col·lapses mecànics [1,3]. Aquesta fase s'associa a un increment ràpid de les GRF i a una redistribució inicial de la pressió plantar cap al retropè i el mig peu [4,16].

Suport mitjà (*mid stance*)

En aquesta fase, el cos progressa cap endavant sobre el peu de suport. El centre de massa se situa sobre l'extremitat, i es produeix un màxim desplaçament vertical [3]. El peu actua com a base estable de sustentació mentre el centre de pressió (COP) es desplaça anteriorment [1,17].

Suport terminal (*terminal stance)*

Correspon al període en què el taló s'eleva del terra i el pes corporal es transfereix cap a l'avantpeu. El peu adopta un comportament de palanca rígida gràcies a l'activació de la musculatura plantar i a la tensió de l'aponeurosi plantar mitjançant el mecanisme de *windlass* [1]. Aquesta fase concentra una part rellevant de la càrrega plantar a nivell metatarsià [16,23].

Preoscil·lació (*pre-swing*)

Representa el període final de la fase de suport, caracteritzat per l'enlairement progressiu dels dits del peu i la transferència del pes cap a l'extremitat contralateral [1]. Durant aquesta fase, l'avantpeu suporta els valors màxims de pressió plantar i de càrrega acumulada relativa, especialment sota els caps metatarsians centrals, fet crític per a l'anàlisi de la sobrecàrrega distal [16,22].

1.1.3.3 Fase d'oscil·lació

La fase d'oscil·lació s'inicia quan el peu abandona completament el terra i finalitza amb el següent contacte inicial [1]. Durant aquesta fase, l'extremitat oscil·lant actua com a principal mecanisme d'avançament del membre inferior, mitjançant la flexió coordinada de maluc i genoll i la posterior extensió preparatòria per al contacte inicial, garantint una progressió eficient i segura del pas. Tot i que no hi ha càrrega plantar directa, aquesta fase és biomecànicament rellevant perquè condiciona el posicionament del peu per al contacte posterior i, per tant, la distribució de càrregues en el següent cicle [20].

1.1.4 Consideracions temporals i adaptacions funcionals

Les durades relatives de les diferents fases del cicle de la marxa estan influïdes principalment per la velocitat i la cadència [1,18,22]. A mesura que augmenta la velocitat, la fase de suport es redueix i la fase d'oscil·lació augmenta proporcionalment [1,21]. En condicions de cursa, desapareix la fase de doble suport, fet que evidencia una adaptació funcional del patró locomotor [3,24].

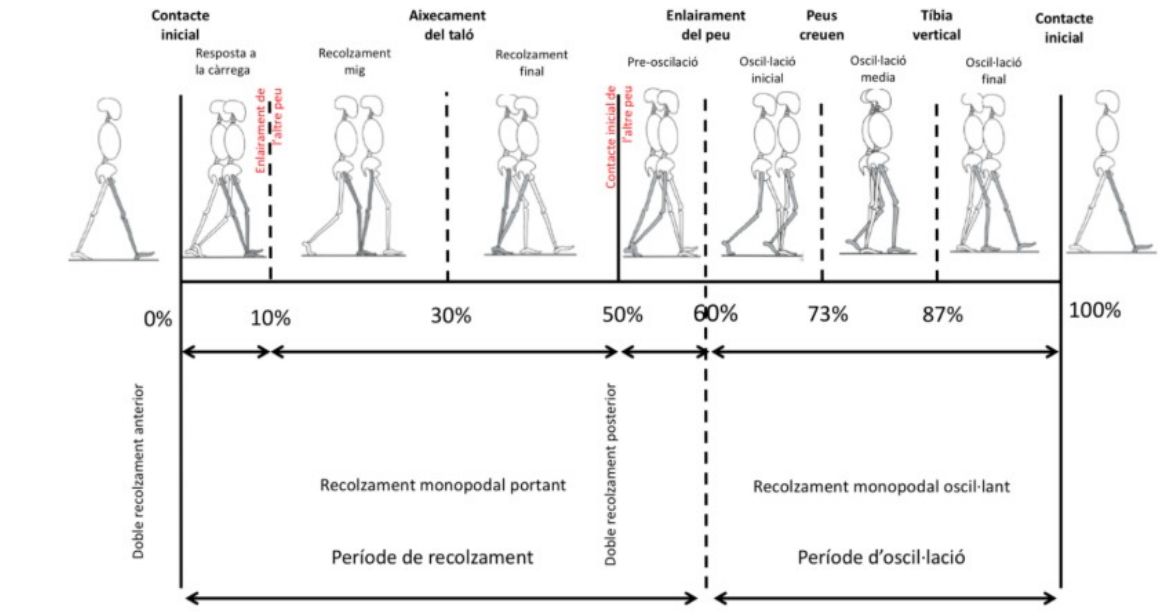


Figura 1.1. Esquema integrat del cicle de la marxa. Esquema del cicle complet de la marxa humana, adaptat del model clàssic descrit per Perry & Burnfield, amb indicació de les principals fases temporals (contacte inicial, resposta a la càrrega, suport mitjà, suport terminal, preoscil·lació i fases d'oscil·lació) i la seva correspondència percentual dins del cicle. *Font: adaptat de Perry & Burnfield, 2010*.

La presència de patologia pot alterar significativament aquesta seqüència temporal. En individus amb dolor a l'avantpeu, s'han descrit estratègies compensatòries que modifiquen el temps de suport propulsiu i redistribueixen la càrrega plantar, sovint incrementant la pressió en regions adjacents [16,17].

Aquestes adaptacions temporals del cicle de la marxa adquireixen una rellevància especial a nivell del peu, i particularment de l'avantpeu, on la transferència de càrrega durant les fases finals del suport determina bona part de la resposta mecànica distal.

1.1.5 Funció biomecànica de l'avantpeu i segmentació anatòmico-funcional distal

L'avantpeu constitueix una regió clau en la biomecànica de la marxa humana, ja que participa de manera decisiva en la transferència final de la càrrega, l'estabilització distal del peu i la generació de la propulsió durant les fases terminals del suport. Des d'una perspectiva funcional, el peu no es comporta com una superfície homogènia de contacte, sinó com un sistema segmentat que integra l'absorció de càrrega, la progressió del COP i la transmissió de forces cap al terra en un continuum mecànic coordinat [1,17].

Des del punt de vista anatòmic i funcional, el peu s'organitza en segments interdependents, retropeu, migpeu i avantpeu, que actuen de manera coordinada durant el cicle de la marxa. En aquest sistema, l'avantpeu assumeix un paper especialment rellevant durant el suport terminal i la preoscil·lació, moments en què el COP es desplaça cap a les estructures distals i es concentren valors elevats de pressió plantar sota els caps metatarsians i els dits [1,16].

Durant aquestes fases, l'extensió de les articulacions metatarsofalàngiques i l'activació del mecanisme de *windlass* contribueixen a augmentar la rigidesa funcional del peu, transformant-lo progressivament d'una estructura adaptativa i amortidora en una palanca més rígida i eficient per a la propulsió [1]. Aquest procés justifica que l'avantpeu sigui considerat una regió d'especial interès tant des del punt de vista biomecànic com clínic, especialment en estudis orientats a comprendre la redistribució de la càrrega plantar.

En aquest context, l'anàlisi regional de l'avantpeu permet superar les limitacions d'una visió global de la càrrega plantar i facilita una interpretació més precisa dels patrons mecànics distals. Diversos estudis han mostrat que la distribució de pressions a l'avantpeu no és uniforme, sinó que respon a diferències funcionals entre els seus components anatòmics, especialment pel que fa a la propulsió, l'estabilització distal i la transmissió medial o lateral de la càrrega [16,17].

D’acord amb aquest marc, en la biomecànica distal del peu poden distingir-se diverses unitats anatòmico-funcionals (UAF) amb rellevància específica durant la fase de suport: el primer dit, els dits menors, el primer radi, els radis centrals i el cinquè radi. El primer dit, especialment l’hàl·lux, actua com a element propulsiu distal i participa de manera determinant en la canalització final del COP i en l’eficiència de l’enlairement. Els dits menors contribueixen a l’estabilització distal complementària i al control mediolateral del peu. El primer radi representa l’eix medial principal de transmissió de la càrrega i s’associa a la funció propulsiva medial del peu. Els radis centrals constitueixen habitualment la principal zona de càrrega acumulada de l’avantpeu, mentre que el cinquè radi participa en l’equilibri lateral i en el control mediolateral de la progressió del suport [1,4,16].

Aquesta aproximació funcional resulta especialment pertinent quan s’analitzen modificacions experimentals del patró temporal de la marxa, com els canvis de cadència. Si la cadència modula la durada relativa de les subfases del suport, és raonable considerar que també pot influir en la distribució regional i temporal de la càrrega plantar a l’avantpeu. Per aquest motiu, la segmentació anatòmico-funcional distal constitueix un marc biomecànic útil per interpretar com els ajustos temporals de la marxa poden traduir-se en respostes mecàniques específiques a nivell plantar.

En coherència amb aquesta perspectiva, el present treball parteix de la premissa que l’avantpeu no s’ha d’analitzar únicament com una regió distal global, sinó com un conjunt d’UAF amb comportaments mecànics potencialment diferenciats davant la modulació de la cadència. Aquest plantejament sustenta posteriorment la segmentació regional adoptada en l’anàlisi experimental de les pressions plantars.

1.2 Sistemes d’anàlisi plantar: plataformes vs plantilles instrumentades, marxa descalça vs amb calçat

L’avaluació objectiva de les pressions plantars requereix l’ús de sistemes instrumentats capaços de registrar de manera precisa la interacció mecànica

entre el peu i el terra durant la marxa. En el marc de l'anàlisi quantitativa de la marxa, s'ha destacat que la selecció del sistema de mesura condiciona de manera directa tant la validesa ecològica de les dades com la interpretació clínica dels resultats [1,15].

Actualment, els sistemes més utilitzats per a l'anàlisi de pressions plantars es poden agrupar en dues grans categories: les plataformes de pressió plantar integrades al terra i les plantilles instrumentades dins del calçat. Cadascun d'aquests sistemes presenta avantatges i limitacions específiques que n'han de guiar l'ús en funció dels objectius de l'estudi i del context clínic o experimental [17].

1.2.1 Plataformes de pressió plantar

Les plataformes de pressió plantar consisteixen en superfícies sensorizades integrades al terra que permeten registrar la distribució de pressions quan el peu entra en contacte amb la zona de mesura durant la marxa (Figura 1.2.). Un dels seus principals avantatges és l'elevada resolució espacial, que facilita una anàlisi detallada de la distribució regional de la càrrega plantar i del desplaçament del COP [17].

Aquest tipus de sistemes ha estat àmpliament utilitzat en entorns de laboratori, sovint combinat amb plataformes de força i sistemes de captura del moviment, permetent una anàlisi integrada de la cinemàtica i la cinètica del patró locomotor [15]. No obstant això, la literatura ha assenyalat diverses limitacions metodològiques associades a l'ús de plataformes de pressió.

Una de les més rellevants és el fenomen conegut com a *targeting*, mitjançant el qual el subjecte pot modificar de manera inconscient el seu patró de marxa per assegurar el contacte del peu amb la superfície sensorizada (Figura 1.3.). Aquest efecte pot alterar la naturalitat del gest locomotor i comprometre la validesa ecològica de les mesures obtingudes [11]. A més, les plataformes solen permetre l'anàlisi d'un nombre limitat de passes per recorregut, fet que pot incrementar la variabilitat entre passes i dificultar la identificació de patrons estables de càrrega plantar, especialment en estudis centrats en adaptacions funcionals [12].

Finalment, la correcta instal·lació de la plataforma a nivell del terra és un requisit crític per evitar modificacions artificials de la longitud del pas o de la postura corporal, fet que pot introduir biaixos addicionals en l'anàlisi biomecànica [15].

1.2.2 Plantilles instrumentades (sistemes dins del calçat)

Les plantilles instrumentades representen una alternativa metodològica amb una elevada validesa funcional, ja que permeten registrar les pressions plantars dins del calçat durant múltiples passes consecutives i en condicions de marxa més representatives de la vida quotidiana [17].

Un dels principals avantatges d'aquests sistemes és la possibilitat d'analitzar patrons de càrrega plantar estables al llarg del temps, reduint la variabilitat associada a l'anàlisi de passes aïllades i permetent una millor estimació de l'exposició mecànica acumulada del peu durant la marxa [16,23]. Aquesta característica és especialment rellevant en l'estudi de processos de sobreús i en patologies associades a càrregues repetitives, on la durada i la repetició de l'estímul mecànic són determinants clau del risc clínic.

Tot i que la resolució espacial de les plantilles instrumentades és inferior a la de les plataformes de pressió, diversos estudis han demostrat que aquests sistemes són adequats per a la quantificació fiable de paràmetres clínicament rellevants, com el pic de pressió plantar (PPP) i indicadors integradors de la càrrega plantar derivats de l'anàlisi temporal del senyal de pressió, especialment quan l'anàlisi es basa en comparacions intra-subjecte i en protocols controlats [16,17,23].

Tanmateix, la literatura també subratlla que els sistemes que mesuren pressions plantars dins del calçat poden presentar limitacions en termes de precisió absoluta dels valors de pressió, depenent del calibratge, del protocol d'adquisició i de la qualitat del senyal (Figura 1.3.). Per aquest motiu, s'ha recomanat interpretar els resultats amb criteri biomecànic i prioritzar mesures relatives i integrades en el temps, com la càrrega acumulada, quan s'analitzen adaptacions funcionals del patró de marxa [17,23].

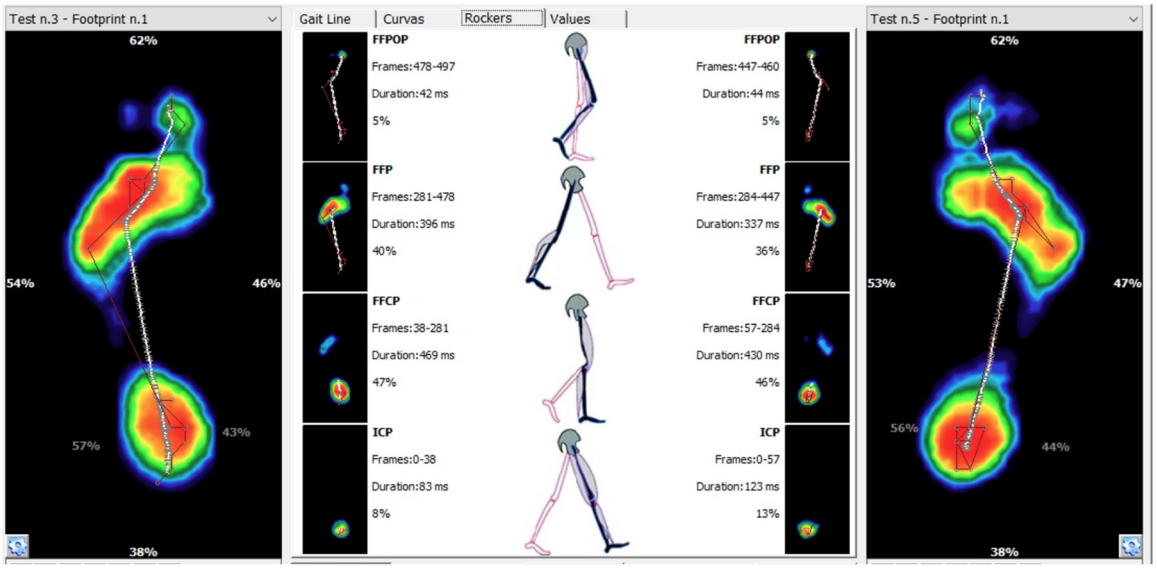


Figura 1.2. Representació de la baropodometria dinàmica. S'hi integra una representació de la baropodometria dinàmica, mostrant la distribució espacial de les pressions plantars i el desplaçament anteroposterior del COP durant el període de suport. La càrrega plantar es presenta segmentada segons els quatre *rockers* o rodaments funcionals del peu: (1r) *rocker* del taló; (2n) *rocker* del turmell; (3r) *rocker* metatarsofalàngic, i (4r) *rocker* digital. *Font: elaboració pròpia*

1.2.3 Marxa descalça vs marxa amb calçat

Un altre aspecte metodològic clau en l'anàlisi de pressions plantars és la decisió de registrar la marxa en condicions descalces o amb calçat. Tot i que la marxa descalça permet eliminar la influència directa del calçat sobre la distribució de càrregues, la seva validesa ecològica és limitada, ja que no representa les condicions habituals de desplaçament de la majoria de la població [1,11].

Des d'un punt de vista clínic i funcional, l'avaluació de les pressions plantars dins del calçat és més representativa del comportament real del pacient, especialment quan s'analitza l'impacte d'intervencions terapèutiques com l'ús d'ortesis plantars, modificacions del calçat o estratègies de redistribució de la càrrega [1,23]. En aquest sentit, els sistemes d'anàlisi de pressions plantars dins del calçat permeten integrar l'efecte del calçat en l'anàlisi biomecànica i valorar de manera més directa l'exposició mecànica real de l'avantpeu durant la marxa funcional [22].

1.2.4 Consideracions metodològiques i elecció del sistema en el present treball

L'elecció entre plataformes de pressió i plantilles instrumentades, per l'anàlisi de les pressions plantars, ha de basar-se en els objectius específics de l'estudi i en el context d'aplicació clínica o experimental [12,15]. En el cas del present treball doctoral, orientat a analitzar l'efecte de la modulació de la cadència sobre la distribució de les pressions plantars en condicions de marxa funcional, l'ús de plantilles instrumentades dins del calçat presenta avantatges clars.

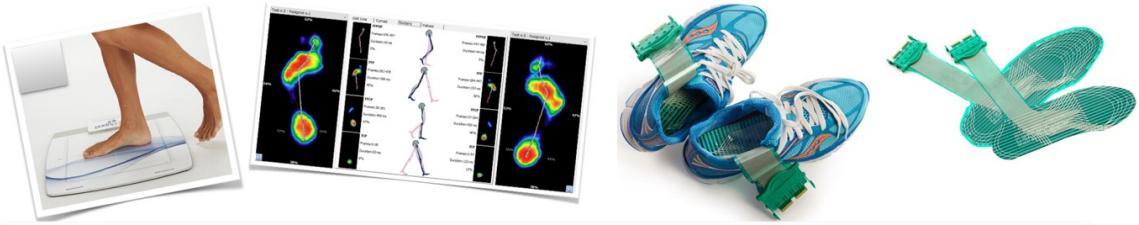
Aquest enfocament permet registrar múltiples passes consecutives, evitar alteracions artificials del patró de marxa associades al *targeting* i analitzar la càrrega plantar, tant a nivell de l'avantpeu com a conjunt, com des dels seus components anatòmico-funcionals en l'avantpeu, en condicions més properes a la realitat funcional del pacient (Figura 1.3). Això incrementa la validesa externa dels resultats i en reforça el potencial translacional, ja que la càrrega acumulada, derivada de la distribució temporal del senyal de pressió plantar al llarg de la fase de suport, pot interpretar-se com un indicador funcional de l'exposició mecànica distal [16,17].

1.3 Cadència de pas com a variable moduladora del patró de marxa

La cadència de pas, definida com el nombre de passos realitzats per minut, constitueix un dels principals paràmetres espaciotemporals que defineixen el patró de marxa humana [1]. Juntament amb la longitud del pas i la velocitat de desplaçament, la cadència forma part del conjunt de variables espaciotemporals que descriuen el comportament dinàmic del sistema locomotor i en determinen tant l'eficiència funcional com les demandes mecàniques associades [1].

En adults sans, la cadència habitual se situa generalment entre 100 i 120 passos·min^{-1}, tot i que aquest rang pot variar en funció de factors individuals (edat, estatura, nivell de condició física) i contextuals (velocitat imposada, entorn de marxa o presència de restriccions externes) [1,27]. La cadència no és un valor fix, sinó una variable funcionalment modulable dins de marges relativament amplis.

Comparació conceptual entre plataformes de pressió i plantilles instrumentades per a l'anàlisi de la càrrega plantar durant la marxa



Aspecte	Plataformes de pressions	Plantilles instrumentades
Entorn de mesura	Laboratori controlat	Entorn real (dins la sabata)
Condicions	Generalment descalç	Amb calçat
Nombre de passos analitzats	Pocs (1–3 passes)	Molts (registre continu)
Naturalitat de la marxa	Mitjana (efecte diana)	Alta (moviment natural)
Resolució espacial	Molt alta	Alta però inferior globalment
Precisió de mesura	Molt alta (gold standard)	Alta però variable
Centre de pressions (COP)	Molt precís	Precís però menys fiable
Anàlisi temporal	Limitada	Completa i prolongada
Influència externa	Baixa	Alta (calçat, ajust, condicions)
Portabilitat	Baixa	Alta
Cost	Elevat	Elevat o molt elevat
Facilitat d'ús	Més senzilla	Més complexa (calibració i muntatge)
Repetibilitat	Alta en condicions controlades	Variable
Aplicació clínica	Diagnòstic detallat	Seguiment funcional
Estudis adequats	Biomecànica precisa, validació	Marxa real, esport, peu diabètic
Limitacions principals	Pocs passos, poca naturalitat	Variabilitat, dependència del calçat
Fortaleses principals	Alta exactitud i fiabilitat	Mesura ecològica i funcional

Figura 1.3. Comparació conceptual entre plataformes de pressió i plantilles instrumentades per a l'anàlisi de la càrrega plantar durant la marxa. *Font: elaboració pròpia*

Des d'un punt de vista funcional, la cadència reflecteix la capacitat del sistema nerviós central per regular el ritme de la marxa i adaptar-lo a les demandes de l'entorn. Aquesta regulació temporal depèn de la integració de senyals aferents procedents dels sistemes propioceptiu, vestibular i visual, així com de mecanismes centrals de control motor. En aquest context, els generadors centrals

de patrons (CPG) es consideren circuits neurals capaços de contribuir a l'organització rítmica de la marxa, tot i que la seva existència i paper en humans es mantenen com a objecte de debat, especialment en relació amb la seva interacció amb el feedback sensorial i els sistemes descendents. Així, la locomoció humana emergeix de la integració dinàmica entre mecanismes centrals i perifèrics, permetent la producció de moviments locomotors rítmics, automàtics i modulables segons les necessitats funcionals [5–8,18].

Diversos autors han destacat que la cadència pot interpretar-se com una variable de control temporal global, capaç d'imposar una restricció temporal al sistema locomotor sense necessitat de modificar la velocitat de desplaçament. En aquest sentit, petits ajustos en la cadència poden produir reorganitzacions funcionals del patró de marxa, amb implicacions tant temporals com mecàniques [26], en coherència amb models actuals que descriuen la locomoció com el resultat de la interacció entre mecanismes centrals i perifèrics, incloent els CPG i els mecanismes reflexos espinals [18], tot i que el paper específic dels CPG en humans continua sent objecte de debat dins d'un sistema de control distribuït [7].

1.3.1 Relació entre cadència, velocitat i longitud del pas

La velocitat de marxa és el resultat del producte entre la cadència i la longitud del pas. Per tant, un increment de la velocitat pot aconseguir-se mitjançant l'augment de la cadència, l'augment de la longitud del pas o una combinació d'ambdós factors [1]. Tot i aquesta relació matemàtica simple, nombrosos estudis biomecànics han demostrat que aquestes dues estratègies no són mecànicament equivalents [24].

Mercer et al. (2003) van ser pioners en modular de manera independent la longitud del pas i la cadència, demostrant que cadascuna d'aquestes variables genera respostes biomecàniques específiques. En particular, l'augment de la longitud del pas s'associa amb majors forces d'impacte vertical i un increment del treball articular, mentre que l'augment de la cadència tendeix a reduir el temps de

contacte amb el terra i a modificar les demandes mecàniques del sistema durant la fase de suport [24].

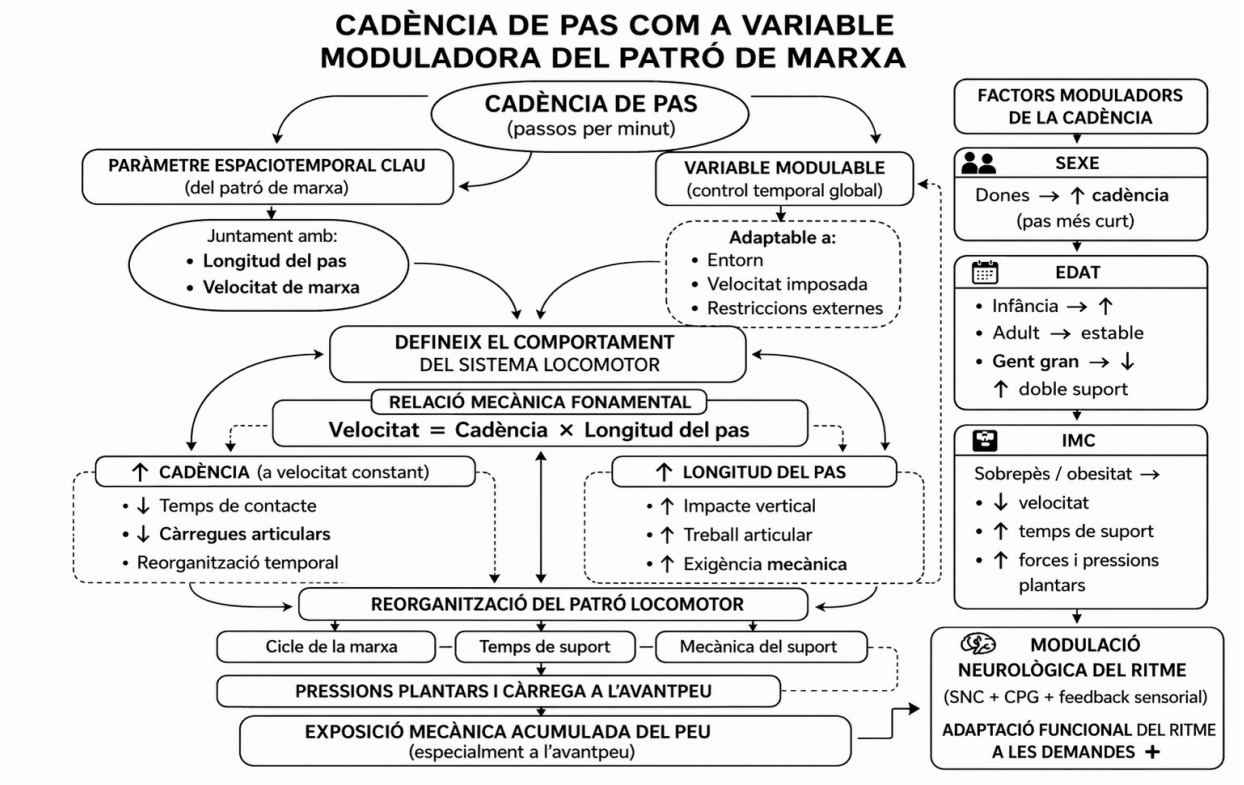


Figura 1.4. Mapa conceptual sobre la cadència de pas com a variable moduladora del patró de marxa, mostrant la seva relació amb els paràmetres espaciotemporals, la reorganització del patró locomotor, la distribució de la càrrega plantar i la modulació neurològica del ritme (SNC, CPG i *feedback* sensorial). *Font: elaboració pròpia.*

Aquestes observacions han estat corroborades per estudis posteriors. Heiderscheit et al. (2011) van mostrar que un increment aproximat del 10% en la cadència, mantenint constant la velocitat de desplaçament, s'associa a una reducció significativa de les GRF i de les càrregues articulars al genoll i al maluc. Aquests resultats han contribuït a la consideració de la cadència com una variable potencialment protectora en determinats contextos musculo-esquelètics [27].

Tanmateix, estudis més recents han subratllat que la modificació de la cadència no només té efectes sobre les càrregues articulars proximals, sinó també sobre

l'organització temporal i mecànica del suport. En aquest sentit, Castro et al. (2015) van observar que canvis en els paràmetres temporals del cicle de la marxa s'associen a ajustos funcionals del patró locomotor durant la fase de suport [4]. De manera similar, en el context de la cursa, diversos estudis han mostrat que increments moderats de la cadència (≈5–10%) poden reduir la força d'impacte, les taxes de càrrega vertical i les exigències mecàniques sobre l'extremitat inferior, modificant la dinàmica del contacte amb el terra i l'organització mecànica del suport, fet que reforça la idea que la cadència actua com una palanca temporal amb conseqüències mecàniques globals [27–29].

En l'àmbit específic de la marxa, Minino et al. (2021) han mostrat que la cadència és una variable altament modulable mitjançant senyals auditives rítmiques, i que la seva modulació pot alterar de manera sistemàtica la durada del cicle, el temps de suport i la variabilitat del patró locomotor [26]. Aquestes adaptacions temporals, quan es mantenen de manera sostinguda, poden tenir implicacions directes sobre l'exposició mecànica acumulada del peu, especialment a nivell de l'avantpeu, derivada de la distribució temporal de les pressions plantars durant la fase de suport [16,17].

En conjunt, l'evidència acumulada posa de manifest que la cadència no ha de ser considerada únicament com un paràmetre descriptiu del ritme de marxa, sinó com una variable moduladora activa del patró locomotor, capaç d'alterar el temps disponible per a l'absorció, distribució i transferència de càrrega durant la fase de suport. Aquest marc conceptual constitueix la base teòrica sobre la qual s'articula el present treball doctoral, orientat a analitzar com la modulació de la cadència, a velocitat constant, s'associa a adaptacions regionals de la càrrega plantar a l'avantpeu, tal com suggereixen estudis previs sobre biomecànica plantar [4,17].

1.3.2 Influència del sexe sobre la cadència

El sexe biològic constitueix un factor modulador del patró de marxa i, en particular, de la cadència. Estudis clàssics han descrit que les dones presenten habitualment una cadència lleugerament superior a la dels homes quan caminen a velocitats

similars, diferència que s'ha atribuït principalment a factors antropomètrics, com una menor longitud de les extremitats inferiors i, en conseqüència, una menor longitud del pas [1]. Aquesta relació ha estat confirmada per estudis biomecànics amb anàlisi espaciotemporal, que mostren que, a velocitat autosseleccionada comparable, les dones tendeixen a presentar una cadència més elevada i una longitud de pas més curta que els homes, com a estratègia funcional per mantenir la velocitat de desplaçament [30,31]. En la mateixa línia, síntesis de la literatura indiquen que moltes diferències atribuïdes al sexe en els paràmetres de marxa poden explicar-se, en gran mesura, per la mida corporal i la longitud de les extremitats, més que per diferències neuromotores intrínseques [32]. Així mateix, estudis recents en poblacions adultes sanes han corroborat que les dones presenten valors de cadència lleugerament superiors juntament amb diferències en altres paràmetres espaciotemporals, reforçant la idea que el sexe actua com un modulador del patró de marxa principalment a través de factors antropomètrics i biomecànics [33].

S'ha suggerit que factors biomecànics generals, com la morfologia corporal i la mobilitat articular, poden contribuir a variacions subtils en l'organització temporal del pas entre sexes. Tot i que aquestes diferències no sempre tenen una rellevància clínica directa, la seva consideració és important en estudis biomecànics per evitar biaixos interpretatius quan s'analitzen variables temporals com la cadència o el temps de suport [11].

En relació amb la resposta al senyal acústic auditiu com a estímul rítmic extern, l'evidència disponible és limitada i no permet establir conclusions sòlides sobre diferències dependents del sexe en la capacitat d'adaptació temporal del pas. Els estudis existents sobre estímuls rítmics externs s'han centrat principalment en els efectes sobre els paràmetres de la marxa, sense analitzar específicament el paper del sexe com a factor modulador [34.]

En conjunt, aquesta evidència suggereix que el sexe pot influir en els valors absoluts de cadència i en la resposta a la seva modulació, fet que justifica

considerar-lo com a variable descriptiva o d'estratificació en estudis que analitzen ajustos temporals del patró de marxa.

1.3.3 Efecte de l'edat sobre la cadència

L'edat constitueix un dels factors més determinants en la regulació de la cadència i en la manera com es distribueix el temps entre les diferents fases del cicle de la marxa (durada del pas, temps de suport i temps de balanceig) [1,35]. En població pediàtrica, la cadència és notablement superior com a conseqüència de la menor longitud del pas i dels processos maduratius del sistema nerviós central, amb una progressiva disminució a mesura que augmenta l'edat i es consolida el patró de marxa madur [1,36].

En l'edat adulta, la cadència tendeix a estabilitzar-se dins d'uns rangs funcionals, mentre que en població geriàtrica diversos estudis han descrit modificacions espaciotemporals característiques de l'envelliment, incloent principalment una disminució de la velocitat de marxa i de la longitud del pas, així com canvis en el ritme locomotor i en la cadència [35,37].

Aquesta reorganització temporal de la marxa en adults grans s'acompanya habitualment d'un increment del temps de suport i del percentatge de doble suport, interpretats com a estratègies compensatòries orientades a augmentar l'estabilitat i la seguretat durant la marxa. A més, els canvis en l'estabilitat postural i en la integració sensorial associats a l'envelliment s'han relacionat amb un augment del risc de caigudes i amb una pèrdua progressiva d'autonomia funcional [38].

En aquest context, diversos autors han suggerit que la modulació controlada de la cadència podria constituir una estratègia potencial per millorar la regularitat temporal del pas i determinats aspectes de l'estabilitat en població d'edat avançada, tot i que aquests ajustos han de ser interpretats considerant conjuntament les adaptacions neuromusculars, sensorials i mecàniques del patró de marxa envellit.

1.3.4 Influència de l'índex de massa corporal

L'índex de massa corporal (IMC) influeix de manera significativa en la cadència i en altres paràmetres espaciotemporals de la marxa. La literatura mostra que els individus amb sobrepès o obesitat tendeixen a caminar a velocitats inferiors, amb una major amplada de pas i modificacions del temps de suport, interpretades com a estratègies compensatòries orientades a millorar l'estabilitat i reduir les exigències de control postural [39,40].

Aquestes adaptacions s'associen amb increments substancials de les GRF i dels moments articulars del membre inferior, especialment a nivell del genoll, com a conseqüència directa de l'augment de la massa corporal i de les demandes mecàniques durant la marxa [39]. Des d'un punt de vista plantar, l'excés de pes corporal s'ha relacionat de manera consistent amb increments dels pics de pressió plantar i de la càrrega acumulada sota el peu durant la marxa, amb una afectació particular del migpeu i de l'avantpeu [41,42].

En aquest sentit, s'ha observat que el pes corporal és un predictor significatiu dels patrons de càrrega plantar, independentment de factors com l'estructura del peu o la velocitat de marxa, suggerint que l'obesitat incrementa directament l'estrès mecànic sobre les estructures plantars [42]. A més, els individus amb obesitat presenten majors forces màximes i pressions sota múltiples regions del peu durant la marxa, incloent els caps metatarsians i l'arc longitudinal, fet que indica una major exposició mecànica distal [41].

En conseqüència, l'IMC emergeix com un factor biomecànic clau tant en la configuració del patró de marxa com en la distribució de la càrrega plantar, podent actuar com a modulador de l'exposició mecànica acumulada a nivell del peu i de la resposta del sistema locomotor davant modificacions experimentals de la cadència.

1.3.5 Efectes neuromusculars de la modificació de la cadència

La modificació de la cadència de pas comporta adaptacions funcionals en l'organització temporal del patró locomotor, amb conseqüències sobre la producció de força i les demandes articulars dels membres inferiors. En aquest sentit, Heiderscheit et al. (2011) van demostrar que increments moderats de la cadència, mantenint constant la velocitat de desplaçament, s'associen a una reducció de les càrregues articulars al genoll i al maluc [27]. Aquests autors interpreten aquests canvis com una reorganització temporal de la mecànica del pas orientada a disminuir les demandes articulars proximals.

Des d'una perspectiva funcional, aquestes adaptacions faciliten una transició més ràpida entre les fases de suport i oscil·lació, contribuint a un patró de marxa més dinàmic i rítmic. En aquesta línia, Mercer et al. (2003) van observar que l'augment de la freqüència de pas redueix el temps disponible per a l'absorció passiva de la càrrega, fet que incrementa les exigències mecàniques durant la fase de suport i requereix una resposta més ràpida del sistema locomotor per mantenir l'estabilitat i la progressió [24].

A més, diversos autors han suggerit que l'augment de la cadència pot associar-se a una major rigidesa funcional del sistema musculotendinós, especialment a nivell distal, afavorint una reutilització més eficient de l'energia elàstica durant el cicle locomotor. Tot i que aquest mecanisme ha estat descrit principalment en el context de la cursa, increments de la cadència en marxa també impliquen una reorganització temporal de la mecànica del pas sota restriccions temporals, amb possibles implicacions funcionals a nivell distal [27].

1.3.6 Cadència i estabilitat dinàmica

La relació entre la cadència i l'estabilitat dinàmica durant la marxa ha estat àmpliament investigada, especialment en relació amb el control postural en el pla mediolateral i la capacitat del sistema locomotor per respondre a petites pertorbacions durant el desplaçament. En aquest sentit, la literatura defineix l'estabilitat de la marxa com la capacitat de mantenir el patró locomotor davant

pertorbacions internes i externes, mitjançant la interacció entre la dinàmica passiva del sistema musculoesquelètic i el control actiu del sistema nerviós central [43,44].

Des d'un punt de vista mecànic, la marxa humana és inherentment menys estable en el pla mediolateral, fet que exigeix ajustos actius del patró de pas, especialment a través de la col·locació del peu i de l'organització espaciotemporal del cicle de la marxa [44]. En aquest context, Hak et al. (2013) van demostrar que l'augment de la freqüència de pas, mantenint constant la velocitat de marxa, incrementa els marges d'estabilitat mediolaterals, suggerint que increments moderats de la cadència poden constituir una estratègia funcional per millorar el control de l'equilibri durant la marxa [45].

Aquest efecte es pot explicar, en part, perquè una major cadència implica passos més freqüents i, per tant, una renovació més ràpida de la base de suport, fet que redueix el temps disponible perquè es produeixin desviacions laterals excessives del centre de massa. Això reforça la idea que la modulació dels paràmetres temporals del pas pot actuar com un mecanisme compensatori, especialment en situacions d'inestabilitat o risc de caiguda.

Des de la perspectiva de la variabilitat del patró locomotor, l'estabilitat dinàmica també s'ha relacionat amb la variabilitat entre passos consecutius i amb la sensibilitat del sistema locomotor a petites pertorbacions. En aquest sentit, Dingwell i Marin (2006) van mostrar que la variabilitat cinemàtica i l'estabilitat dinàmica no segueixen necessàriament una relació lineal, sinó que depenen de les condicions de marxa [46]. Tal com s'observa a la Figura 1.5 de Danion et al. (2003), la variabilitat de la gambada, tant en el domini temporal com espacial i expressada mitjançant la desviació estàndard (SD) i coeficient de variació (CV), segueix una relació no lineal en forma d'U en funció de la freqüència de pas, amb un mínim al voltant d'1 Hz (~120 passos·min^{-1}), reforçant la hipòtesi d'un ritme locomotor funcional òptim associat a una menor variabilitat i, potencialment, a una major estabilitat dinàmica [19].

En conjunt, aquesta evidència reforça el paper de la cadència com una variable temporal clau en la regulació de l'estabilitat dinàmica, amb implicacions rellevants tant en l'anàlisi biomecànica de la marxa com en el disseny d'intervencions orientades a la prevenció de caigudes.

1.3.7 Modulació de la cadència mitjançant estímuls externs

La modulació de la cadència mitjançant estímuls externs, especialment a través de senyals auditius rítmics com el guiatge amb metrònom, s'ha descrit àmpliament com una estratègia eficaç per modificar de manera controlada els paràmetres temporals de la marxa. Aquest tipus d'estimulació es basa en mecanismes d'entrainment auditiu-motor, mitjançant els quals el sistema locomotor sincronitza el ritme del pas amb un estímul rítmic extern, facilitant l'ajust temporal del cicle de marxa i el control del ritme locomotor [47].

Des d'un punt de vista del control motor, la imposició d'un ritme extern actua com una restricció temporal sobre el sistema locomotor, afavorint un control més precís de les variacions entre passos consecutius i modificant l'organització temporal del patró de marxa [48]. En aquest sentit, el *rhythmic auditory cueing* ha demostrat permetre la modulació de la cadència i d'altres paràmetres espaciotemporals de la marxa en població sana en contextos experimentals controlats [34].

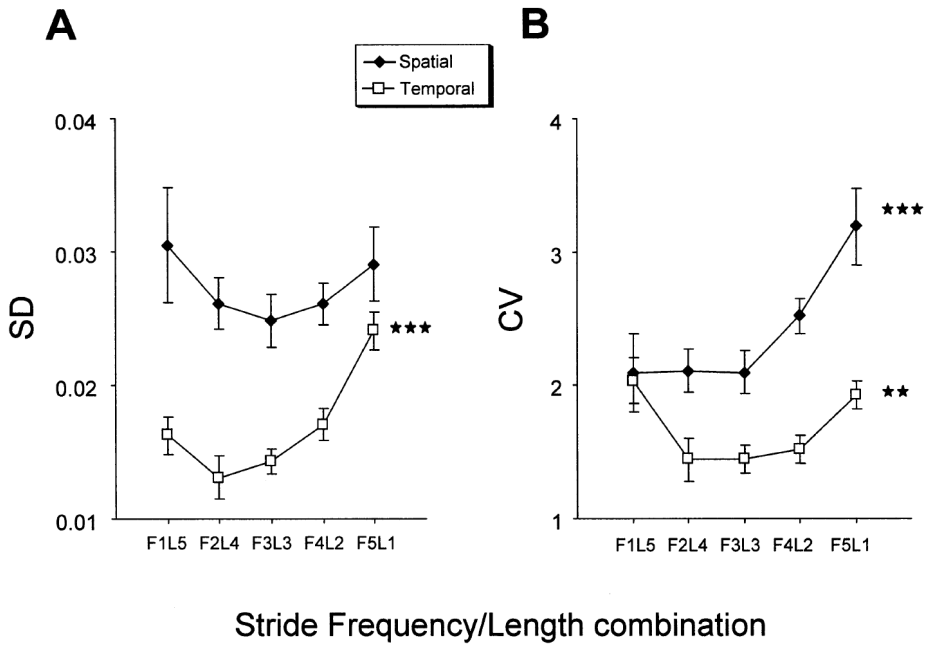


Figura 1.5. Variabilitat de la gambada a velocitat constant mitjançant diferents combinacions de freqüència (Fi) i longitud del pas (Li) (F1–F5). La variabilitat espacial i temporal s'expressa com a desviació estàndard i coeficient de variació, amb barres d'error corresponents a l'error estàndard de la mitjana. Es descriu un patró no lineal en forma d'U, amb variabilitat mínima a la condició intermèdia (F3 ≈ 1 Hz, ~120 passos·min^{-1}), suggerint un ritme locomotor funcional òptim. *Font: Adaptat de Danion et al., 2003.*

Aquesta metodologia ha estat àmpliament utilitzada en rehabilitació neurològica, especialment en poblacions amb trastorns del control locomotor, com la malaltia de Parkinson, l'ictus o l'esclerosi múltiple, on l'estimulació auditiva rítmica s'ha associat a millores en paràmetres espaciotemporals com la cadència, la longitud del pas i la velocitat de marxa, així com en la regularitat temporal del patró locomotor [47,49]. Paral·lelament, estudis amb anàlisi tridimensional de la marxa han mostrat que la modulació de la freqüència de l'estímul acústic, especialment quan s'ajusta a la cadència natural o lleugerament superior, pot modificar la durada del cicle de marxa, l'estabilitat i altres paràmetres temporals sense comprometre l'organització global del patró locomotor [26].

En població sana, s'ha observat que caminar amb una cadència equivalent al 110% de la cadència preferida (és a dir, aproximadament un 10% per sobre del ritme habitual) s'associa a augments de la cadència, la longitud del pas i la velocitat de marxa en contextos experimentals controlats [34]. Aquests resultats suggereixen que el guiatge rítmic permet modificar el ritme de pas de manera sistemàtica, facilitant ajustos espaciotemporals de la marxa en resposta a estímuls externs. En aquest sentit, el guiatge auditiu rítmic es configura com una eina experimental útil per modular la cadència de forma controlada, ja que permet imposar restriccions temporals específiques sobre el patró de marxa [34].

En conjunt, l'evidència disponible indica que la modulació externa de la cadència mitjançant estímuls auditius rítmics constitueix una estratègia fiable tant en l'àmbit experimental com clínic per estudiar l'adaptació temporal de la marxa. No obstant això, qualsevol modificació imposada del ritme de pas implica adaptacions

neuromusculars, biomecàniques i de control motor que han de ser interpretades dins del context funcional i del perfil individual de cada subjecte, aspecte central en l'anàlisi de la modulació de la cadència desenvolupada en el present treball doctoral.

1.4 Marc teòric sobre la cadència de pas i les pressions plantars

L'estudi de la marxa humana ha estat objecte d'un ampli interès científic durant les darreres dècades, especialment en relació amb la identificació de paràmetres espaciotemporals i cinètics que permeten comprendre el control neuromotor i les adaptacions biomecàniques del sistema locomotor [1,3,11,50]. Dins d'aquest marc, la cadència de pas ha emergit com una variable clau, tant des del punt de vista experimental com clínic, pel seu caràcter altament modulable i per la seva relació directa amb la velocitat de desplaçament i la longitud del pas [1,19].

Els primers estudis d'anàlisi biomecànica de la marxa van establir les bases conceptuals per comprendre el paper del control espaciotemporal del cicle de la marxa i la seva relació amb l'eficiència mecànica, l'estabilitat i l'organització funcional del sistema locomotor [1,3]. Posteriorment, la recerca experimental ha aprofundit en la modulació de la cadència en condicions controlades, tant mitjançant protocols de marxa amb guiatge rítmic auditiu com a través de modulacions específiques de la freqüència de pas en diferents contextos locomotors [24,34].

Diversos estudis experimentals han mostrat que l'increment de la cadència, sota condicions de velocitat constant, comporta una reducció dels components temporals del cicle de la marxa, incloent el temps de contacte amb el terra, així com modificacions en l'organització del patró locomotor. Aquestes adaptacions s'associen a ajustos neuromusculars i mecànics, amb canvis en el *timing* d'activació muscular i en la producció de força dels principals grups musculars del

membre inferior, suggerint una reorganització funcional del control motor davant restriccions temporals del pas [27,51,52].

Paral·lelament, la literatura ha analitzat la relació entre la cadència i l'estabilitat dinàmica durant la marxa. En aquest sentit, increments controlats de la cadència s'han associat amb millores en determinats indicadors d'estabilitat dinàmica, especialment en el control mediolateral del moviment, fet que reforça la interacció entre el control temporal del pas i la capacitat del sistema locomotor per mantenir l'estabilitat funcional [45].

Malgrat l'evidència existent sobre els efectes temporals i neuromusculars de la cadència, l'anàlisi de les seves repercussions cinètiques distals, i en particular sobre les pressions plantars, ha estat comparativament menys desenvolupada. Els primers treballs en aquest àmbit es van centrar principalment en la influència de la velocitat de marxa sobre la distribució de les pressions plantars, observant que increments de la velocitat i de les demandes mecàniques del pas s'associen amb augments dels PPP i amb canvis en la distribució regional de la càrrega, especialment a nivell de l'avantpeu durant les fases finals del suport [16,17,22].

Investigacions més recents han començat a analitzar la relació entre les variables temporals del patró de marxa i la càrrega plantar, mostrant que modificacions en el ritme del pas poden influir en el temps de contacte, en la distribució regional de la càrrega i en les mesures integradores de tipus pressió-temps [17,53]. En aquest context, la interpretació de la resposta plantar requereix considerar conjuntament la dinàmica temporal del cicle de la marxa i la mecànica del contacte peu-terra.

Una altra consideració metodològica rellevant és l'heterogeneïtat dels sistemes d'anàlisi plantar emprats en la literatura. Les plataformes de pressió i les plantilles instrumentades difereixen en resolució espacial i temporal, freqüència de mostreig, nombre de passes analitzades i protocols d'adquisició, aspectes que poden influir en la comparabilitat dels resultats i en la quantificació de variables com els pics de pressió o les mesures integradores de càrrega plantar [15,17].

En conjunt, la literatura suggereix que la cadència actua com un modulador temporal rellevant del patró de marxa, amb un possible impacte sobre la resposta mecànica plantar. Tanmateix, els estudis que han analitzat específicament la seva relació amb la distribució regional de les pressions plantars, especialment a l'avantpeu i en condicions de velocitat constant, continuen sent relativament escassos i heterogenis, fet que justifica l'ús d'aproximacions experimentals controlades que integrin l'anàlisi espaciotemporal i plantar dins d'un mateix marc metodològic.

1.5 Implicacions clíniques i relació amb el present estudi

Des d'un punt de vista clínic, la modulació de la cadència pot considerar-se una restricció temporal del patró de marxa amb capacitat per influir en l'organització del cicle i en la resposta mecànica associada. S'ha descrit que increments controlats de la cadència s'associen a una reducció del temps de suport i a modificacions en la distribució de les càrregues articulars, amb un possible efecte sobre l'estrès mecànic acumulat al membre inferior [1,27]. Tanmateix, aquesta interpretació global requereix ser matisada quan l'anàlisi es focalitza en la càrrega plantar distal, especialment a l'avantpeu, on la resposta mecànica pot presentar una marcada heterogeneïtat regional.

En la literatura, la càrrega plantar acumulada s'ha estimat habitualment mitjançant variables integradores de tipus pressió-temps. En el present estudi, aquesta dimensió es quantifica mitjançant l'Àrea sota la corba del pic de pressió plantar al llarg de la fase de suport normalitzada (0–100%) (AUC del PPP), utilitzada com a indicador de càrrega acumulada relativa (kPa·%).

Durant la fase propulsiva del cicle de la marxa, l'avantpeu actua com a principal interfície de transmissió de forces cap al terra i contribueix de manera decisiva a l'avanç del cos. En aquest interval, els caps metatarsians concentren habitualment els valors màxims de pressió plantar, fet que converteix aquesta regió en especialment vulnerable a la sobrecàrrega mecànica repetida [1,16,23]. El mecanisme

de *windlass* contribueix a aquest procés augmentant la rigidesa funcional del peu durant el suport terminal [1].

Aquestes consideracions adquireixen una rellevància especial en l'àmbit clínic, ja que la metatarsàlgia es descriu com una de les patologies més freqüents associades a la sobrecàrrega mecànica de l'avantpeu durant la marxa [1]. De manera similar, en població amb diabetis mellitus, l'augment sostingut de la pressió plantar a nivell dels caps metatarsians s'ha identificat com un factor de risc clau per al desenvolupament d'úlceres neuropàtiques, i s'ha demostrat que la reducció dels pics de pressió té un impacte clínic rellevant en la disminució del risc d'ulceració [16,23].

Paral·lelament, l'evolució de les tecnologies d'anàlisi plantar ha permès la quantificació objectiva de variables clínicament rellevants, com els pics de pressió, les mesures integradores de càrrega i la superfície de contacte durant la marxa. Tant les plataformes de pressió com les plantilles instrumentades s'han utilitzat àmpliament en l'avaluació biomecànica plantar, facilitant l'anàlisi de la influència de les variables espaciotemporals sobre la distribució de la càrrega [17]. Diversos estudis han observat que increments de la velocitat de marxa s'associen amb augments dels pics de pressió a l'avantpeu; tanmateix, molts d'aquests treballs no han controlat específicament la cadència de pas, fet que dificulta establir conclusions sobre el seu paper independent en la resposta plantar [1,17,53].

En aquest context, l'anàlisi de la modulació de la cadència, entesa com una restricció temporal explícita del patró de marxa, adquireix un interès clínic i experimental rellevant. L'increment de la cadència pot reduir el temps absolut de contacte del peu amb el terra i alterar la distribució temporal de la càrrega plantar, amb possibles repercussions tant sobre la càrrega acumulada com sobre els pics de pressió regionals de l'avantpeu [4,17].

D'acord amb aquest plantejament, l'estudi de la influència de la cadència sobre les pressions plantars de l'avantpeu pot aportar una base científica per al desenvolupament de protocols de reeducació de la marxa orientats a la prevenció

i al tractament de patologies associades a la sobrecàrrega mecànica distal. En aquest sentit, el guiatge rítmic extern mitjançant metrònom es configura com una eina accessible, reproduïble i amb potencial translacional per modificar la cadència de pas de manera sistemàtica, tant en contextos experimentals com en l'àmbit de la podologia i la rehabilitació funcional [11,34].

En coherència amb aquest marc clínic i biomecànic, el present estudi experimental analitza l'efecte de la modulació de la cadència, a velocitat constant, sobre la distribució regional de les pressions plantars de l'avantpeu. D'aquesta manera, s'estableix un vincle mecanístic entre el control temporal del patró de marxa i la resposta mecànica distal mesurable a nivell plantar, reforçant el caràcter translacional de l'estudi.

1.6 Anàlisi crítica de la literatura, buit de coneixement i justificació del present estudi

La literatura disponible mostra una base sòlida de coneixement sobre el control temporal, neuromuscular i funcional de la marxa. Tanmateix, persisteixen limitacions que dificulten establir conclusions clares sobre el paper específic de la cadència en la biomecànica plantar, especialment en relació amb la càrrega de l'avantpeu. La major part dels estudis s'han centrat en paràmetres espaciotemporals globals, GRF o càrregues articulars, mentre que l'anàlisi regional de la pressió plantar ha rebut menys atenció [1,17].

Una limitació metodològica recurrent és la manca de control simultani de la velocitat i de la longitud del pas, fet que impedeix aïllar l'efecte independent de la cadència, ja que la velocitat és el producte directe d'ambdues variables [1]. Aquesta situació ha generat resultats heterogenis, especialment quan s'intenta interpretar la repercussió de les adaptacions temporals sobre la càrrega plantar [17,22].

A això s'hi suma una considerable heterogeneïtat en els sistemes de mesura i en els protocols experimentals. L'ús de plataformes de pressió o plantilles instrumentades amb resolucions, configuracions i densitats de sensors diferents limita la comparabilitat dels resultats [15,25,27].

A més, la variabilitat en les tecnologies utilitzades, les condicions d'adquisició i la manca d'estandardització metodològica entre estudis dificulta la generalització dels resultats [15,25,27].

A més, pocs estudis integren de manera simultània l'anàlisi cinemàtica, cinètica i baropodomètrica dins d'un mateix disseny, fet que restringeix una comprensió global de la relació entre control locomotor i resposta mecànica plantar [15,17].

Des d'un punt de vista biomecànic, la interpretació dels canvis plantars requereix situar-los dins del cicle de la marxa. Les fases de suport terminal i preoscil·lació concentren gran part de la càrrega aplicada a l'avantpeu i coincideixen amb la fase propulsiva, durant la qual el COP es desplaça cap als caps metatarsians i els dits [1,16,20]. Quan la cadència augmenta a velocitat constant, la reducció del temps de suport pot modificar les condicions temporals d'aplicació de la càrrega plantar [22].

En aquest context, és essencial distingir entre pics de pressió, que reflecteixen la magnitud instantània de la càrrega, i indicadors integradors de tipus pressió-temps, que incorporen la dimensió temporal de l'estímul mecànic i poden ser més representatius de l'exposició tissular acumulada [16,23]. Així, una reducció del temps de contacte no implica necessàriament una disminució global de la càrrega, sinó que pot comportar una redistribució regional amb possibles implicacions clíniques.

Aquesta qüestió és rellevant si es considera que increments sostinguts de pressió plantar a l'avantpeu s'han associat a patologies com la metatarsàlgia o les lesions del peu diabètic, en què la sobrecàrrega repetida és un factor etiopatogènic central [16,23]. Malgrat això, l'evidència disponible sobre l'efecte específic de la cadència en la distribució regional de la càrrega plantar a velocitat constant continua sent limitada i no existeix consens sobre si l'augment de la cadència redueix la càrrega global o incrementa els pics de pressió per una aplicació més ràpida de la força [1,17,22].

La taula 1.1. sintetitza els estudis més rellevants sobre la relació entre la cadència de la marxa i la distribució de la pressió plantar, integrant tant l'evidència directa com els factors biomecànics i clínics que en modulen el comportament.

Des d'una perspectiva aplicada, la modulació de la cadència mitjançant guiatge rítmic extern constitueix una estratègia accessible per intervenir sobre el control temporal del pas [34]. No obstant això, la seva transferència a la pràctica clínica en patologia del peu és encara limitada, en part per la manca d'estudis amb una orientació clarament translacional [11].

Davant d'aquest escenari, es fa necessari desenvolupar dissenys experimentals que controlin estrictament la velocitat, modulin de manera específica la cadència i integrin l'anàlisi temporal i plantar dins d'un mateix marc metodològic [12,15]. L'estudi d'aquesta relació en població sana representa un pas previ indispensable abans d'extrapolar resultats a contextos patològics [11].

En coherència amb aquestes consideracions, el present estudi adopta un disseny experimental orientat a aïllar l'efecte de la cadència sobre la distribució regional de les pressions plantars, mantenint constant la velocitat de marxa i utilitzant guiatge rítmic extern. Aquest enfocament permet vincular adaptacions temporals del patró locomotor amb respostes mecàniques plantars mesurables, amb una clara orientació translacional en podologia i rehabilitació funcional.

En síntesi, la realització del present estudi es justifica per:

(1) l'existència d'un buit de coneixement sobre l'efecte específic de la cadència en les pressions plantars de l'avantpeu durant la marxa a velocitat constant;

(2) la rellevància clínica d'aquest fenomen en patologies associades a sobrecàrrega mecànica plantar;

(3) el potencial terapèutic de la modulació de la cadència com a eina activa i no invasiva de reeducació de la marxa; i

(4) la necessitat d'integrar l'anàlisi temporal i mecànica per avançar en la comprensió funcional del control locomotor.

Taula 1.1. Estudis rellevants sobre la relació entre la cadència i la biomecànica de la marxa. *Font: elaboració pròpia a partir de la literatura revisada.*

Autor (any)	n	Variable modulada / factor	Resultat clau	Disseny (nivell)	Limitacions	Rellevància	Qualitat metodològica / Pes científic
Zhu et al. (1995)	8	Cadència (70–120 passos/min)	↑ cadència → ↓ integral pressió-temps + ↓ temps de contacte + ↑ pressió màxima	Experimental (II)	mostra petita; cadència imposada	Directa	Moderada / Alta
Castro et al. (2015)	60	Cadència + càrrega	↑ cadència → ↑ forces de reacció del terra + ↑ pressió (retropeu, avantpeu, hàl·lux)	Experimental (II)	condició amb càrrega; adults joves	Directa	Alta / Molt alta
Lluch et al. (2026)	52	Cadència (110–130 passos/min)	↑ cadència → ↓ durada del cicle + ↓ temps de contacte + ↑ càrrega a l'avantpeu	Experimental (II)	tapís rodant; curt termini	Directa	Alta / Molt alta
Segal et al. (2004)	20	Velocitat (0.75–2.0 m/s)	↑ velocitat → ↑ pressió (taló, hàl·lux) + ↑/↔ avantpeu	Experimental (II)	no analitza directament la cadència	Indirecta	Alta / Molt alta
Lung et al. (2022)	12	Velocitat / durada	↑ velocitat → ↑ gradients de pressió plantar; durada sense efecte rellevant	Experimental (II)	mostra petita; no aïlla la cadència	Indirecta	Moderada / Mitjana
Giacomozzi et al. (2014)	10	Mobilitat del peu	↑ mobilitat intersegmentària → ↓ pressió plantar local	Experimental (II)	mostra petita; anàlisi correlacional	Indirecta	Alta / Alta
Menz et al. (2006)	172	Factors clínics	Pes corporal + rang de moviment + postura del peu → modulen la pressió plantar	Observacional (III)	no hi ha manipulació experimental	Indirecta	Alta / Molt alta
Hessert et al. (2005)	15	Edat	Gent gran → ↓ càrrega medial + ↑ suport lateral (implicacions d'estabilitat)	Observacional (III)	mostra petita; comparació entre grups	Indirecta	Moderada / Mitjana
Kwon et al. (2001)	—	Estratègies de marxa	↓ longitud del pas + ↓ impuls plantar → ↓ pressió a l'avantpeu (fins ~60%)	Revisió + estudis experimentals (II–III)	heterogeneïtat; població clínica; efecte de la velocitat	Indirecta	Moderada / Alta

Nota. Nivell d'evidència segons el model d'Oxford (nivell II: estudis experimentals; nivell III: estudis observacionals). La rellevància es classifica com a directa (relació entre cadència i pressió plantar) o indirecta (factors moduladors biomecànics o clínics). La qualitat metodològica i el pes científic s'han estimat segons la mida mostral, el disseny de l'estudi i la seva rellevància per a l'objectiu del treball.

1.7 Model conceptual del present estudi

El present estudi parteix de la concepció de la cadència de pas com una restricció temporal del sistema locomotor, capaç de modular el patró de marxa fins i tot en condicions de velocitat constant. L'augment de la cadència comporta una compressió de la finestra temporal del suport, expressada principalment mitjançant una reducció del temps de contacte del peu amb el terra.

Aquesta restricció temporal no implica necessàriament una descàrrega del conjunt del peu, sinó que pot induir adaptacions mecàniques en la distribució temporal i regional de la càrrega plantar, especialment durant les fases finals del suport. En aquest context, la càrrega aplicada a l'avantpeu pot redistribuir-se tant en termes de magnitud com de durada, amb un impacte potencial sobre variables integrades de tipus càrrega acumulada i sobre els pics de pressió regionals.

D'acord amb aquest model, la cadència actua com un modulador funcional que connecta un ajust temporal del patró de marxa amb una resposta mecànica distal mesurable a nivell plantar. Aquest marc conceptual fonamenta els objectius i les hipòtesis del present estudi, orientades a analitzar com la modulació controlada de la cadència, a velocitat constant, influeix específicament en la càrrega plantar de l'avantpeu (Figura 1.6).

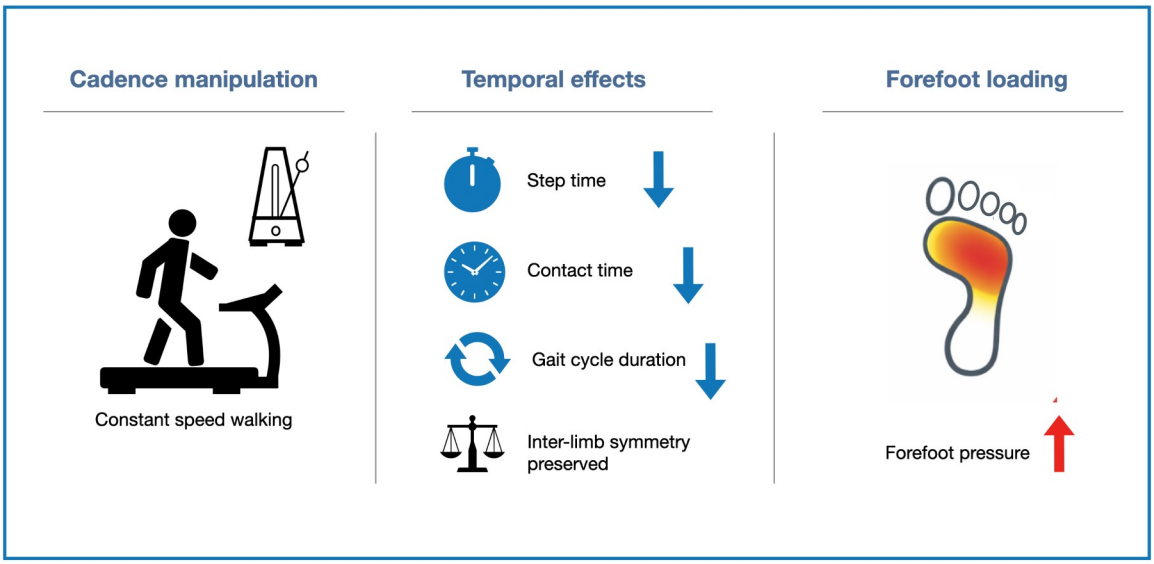


Figura 1.6. La figura presenta un model conceptual que descriu com l'augment de la cadència, a velocitat constant, actua com una restricció temporal del patró de marxa, reduint el temps de contacte i la durada del cicle. Aquests canvis temporals poden modificar la distribució de la càrrega plantar, la càrrega acumulada i els pics de pressió a l'avantpeu, constituint la base teòrica dels objectius de l'estudi. *Font: Adaptat de Lluch et al. (2026), Journal of Functional Morphology and Kinesiology, 11, 53.*

En conjunt, l'evidència revisada posa de manifest que, malgrat el coneixement existent sobre les adaptacions espaciotemporals associades a la modulació de la cadència, persisteix un buit de coneixement sobre la seva repercussió específica en la distribució regional i temporal de la càrrega plantar de l'avantpeu quan la velocitat de marxa es manté constant. La necessitat d'integrar ambdues dimensions dins d'un mateix marc experimental constitueix el fonament de la hipòtesi i dels objectius del present treball doctoral.

2. HIPÒTESIS

1. La modulació controlada de la cadència de pas durant la marxa a velocitat constant produeix una reorganització espaciotemporal del patró de marxa en adults sans.

2. La modulació controlada de la cadència de pas durant la marxa a velocitat constant produeix modificacions en la distribució de la càrrega plantar de l'avantpeu, amb adaptacions diferenciades entre les unitats anatòmico-funcionals, sense implicar necessàriament una reducció global de la càrrega plantar acumulada.

3. Les modificacions espaciotemporals associades a la modulació de la cadència es relacionen amb canvis en la resposta mecànica de l'avantpeu, sense comprometre globalment la simetria entre extremitats ni la consistència intraindividual del patró de marxa en adults sans.

3. OBJECTIUS

3.1 Objectiu general

Analitzar l'efecte de la modulació de la cadència de pas sobre el patró espaciotemporal de la marxa i la distribució de les pressions plantars de l'avantpeu en adults sans.

3.2 Objectius específics

1. Caracteritzar els canvis en els paràmetres espaciotemporals de la marxa associats a la modulació de la cadència de pas.

2. Analitzar els canvis en la magnitud i la distribució temporal de la càrrega plantar de les diferents unitats anatòmico-funcionals de l'avantpeu associats a la modulació de la cadència.

3. Avaluar la relació entre els canvis espaciotemporals de la marxa i les modificacions de la càrrega plantar de l'avantpeu induïts per la modulació de la cadència.

4. Analitzar la consistència de la resposta biomecànica a la modulació de la cadència, considerant la simetria entre extremitats inferiors i la variabilitat intraindividual.

Correspondència amb l'article publicat

Els objectius específics **1, 2 i 3** es desenvolupen totalment o parcialment en l'article científic publicat i annexat a aquesta tesi doctoral:

Lluch Fruns J, Manzanares-Céspedes MC, Pérez-Palma L, Vergés Salas C. *Kinematic and Kinetic Adaptations to Step Cadence Modulation During Walking in Healthy Adults.* Journal of Functional Morphology and Kinesiology. 2026;11:53.

L'objectiu específic **4**, així com l'ampliació de les anàlisis corresponents als objectius anteriors, es desenvolupa en els resultats i la discussió de la present tesi doctoral.

4. MATERIAL I MÈTODES

4.1 Disseny de l'estudi

El present treball doctoral s'ha dissenyat com un estudi experimental, controlat i intra-subjecte (mesures repetides), orientat a analitzar l'efecte de la modulació de la cadència de pas sobre la biomecànica de la marxa humana. El disseny experimental contempla la modulació deliberada de la variable independent (cadència), mentre es mantenen constants la velocitat de marxa i les condicions ambientals, amb l'objectiu d'aïllar l'efecte específic del component temporal del pas.

L'efecte de la cadència s'ha avaluat mitjançant la mesura simultània de variables espaciotemporals i de pressions plantars. L'anàlisi s'ha centrat especialment en la distribució de les pressions segons unitats anatòmico-funcionals de l'avantpeu (UAF de l'avantpeu), regió sotmesa a elevades demandes mecàniques durant la fase final del suport i la propulsió. Aquest enfocament permet una lectura integrada del patró locomotor, relacionant adaptacions temporals amb respostes mecàniques objectives.

L'estudi s'ha dut a terme en un entorn de laboratori controlat, concretament al Laboratori de Biomecànica de Podologia de la Universitat de Barcelona, situat al Campus de Bellvitge (L'Hospitalet de Llobregat). L'ús d'un entorn controlat ha permès reduir la variabilitat associada a factors externs i garantir la repetibilitat i fiabilitat de les mesures obtingudes.

4.1.1 Consideració del sexe com a variable en el disseny de l'estudi

La consideració del sexe en el present treball doctoral s'ha dut a terme d'acord amb les recomanacions metodològiques de la Comissió Europea, recollides al document Toolkit: Gender in EU-funded Research, que destaca la importància d'incorporar les variables sexe i gènere en el disseny, la recollida i l'anàlisi de dades dels estudis que involucren participants humans[55].

En el context de la recerca en biomecànica de la marxa amb participants humans, aquestes recomanacions estableixen la necessitat de considerar el sexe com una variable potencialment moduladora del fenomen estudiat, garantir-ne el registre sistemàtic i, quan sigui metodològicament pertinent, explorar possibles diferències en la resposta a les variables analitzades mitjançant anàlisis desagregades o estratificades. Aquest enfocament contribueix a millorar la qualitat metodològica de la recerca, reduir possibles biaixos de generalització i facilitar una interpretació més precisa dels resultats en relació amb factors biològics i antropomètrics.

En coherència amb la naturalesa del present estudi, centrat en l'anàlisi experimental de la marxa humana i de la distribució de les pressions plantars, la perspectiva de sexe s'ha abordat principalment des del concepte de sexe biològic, atesa la seva possible influència sobre determinats paràmetres espaciotemporals i mecànics de la marxa. En aquest sentit, el sexe es va registrar de manera sistemàtica com a variable descriptiva en la caracterització de la mostra, juntament amb altres variables antropomètriques rellevants com l'edat, la massa corporal, l'estatura i l'IMC.

La inclusió de participants d'ambdós sexes en la mostra permet millorar la representativitat de la població adulta sana analitzada i reforçar la validesa externa dels resultats. Tanmateix, atès que el present estudi es basa en un disseny experimental intra-subjecte amb mesures repetides orientat principalment a analitzar l'efecte de la modulació de la cadència sobre les pressions plantars, el sexe no es va considerar un factor experimental principal, sinó una variable potencialment moduladora del patró biomecànic de resposta.

D'acord amb aquest plantejament metodològic, l'anàlisi principal es va realitzar sobre el conjunt de la mostra, mentre que es van dur a terme anàlisis estratificades exploratòries per sexe, així com per pes corporal i IMC, amb l'objectiu de descriure la possible heterogeneïtat de la resposta mecànica a la modulació de la cadència. Aquestes anàlisis es van interpretar amb prudència, atès que el disseny de l'estudi no va ser dimensionat específicament per detectar

diferències estadístiques entre sexes ni per analitzar interaccions entre sexe i cadència.

En la interpretació dels resultats es va considerar la possible influència del perfil antropomètric dels participants sobre la magnitud de la càrrega plantar, evitant atribucions causals simplistes i prioritzant una lectura biomecànica integrada dels patrons de redistribució de la càrrega plantar associats a les diferents condicions de cadència.

En conjunt, aquest enfocament permet integrar el sexe com a variable rellevant en el disseny i l'anàlisi del present estudi de manera coherent amb les recomanacions metodològiques europees per a la recerca amb participants humans, sense alterar l'objectiu experimental principal del treball ni la naturalesa intra-subjecte del disseny.

4.1.2 Consideracions ètiques

L'estudi es va dur a terme d'acord amb els principis ètics de la Declaració d'Hèlsinki per a la recerca amb éssers humans i amb la normativa vigent aplicable. El protocol experimental va ser avaluat i aprovat pel Comitè d'Ètica d'Investigació Clínica (CEIC) de l'Hospital Odontològic Universitat de Barcelona, amb informe favorable emès el 9 de desembre de 2014 (codi d'estudi 2014–23).

Abans de la participació, totes les persones participants van rebre informació oral i escrita sobre els objectius de l'estudi, els procediments experimentals i el tractament confidencial de les dades. Posteriorment, van signar el consentiment informat per escrit.

Les dades recollides es van anonimitzar mitjançant un codi numèric i es van emmagatzemar en una base de dades accessible únicament per a l'equip investigador, amb finalitats exclusivament científiques.

El tractament de les dades personals es va realitzar d'acord amb la normativa vigent en matèria de protecció de dades personals en el moment de la recollida de

les dades, d'acord amb la *Ley Orgánica 15/1999 de Protección de Datos de Carácter Personal* i la seva normativa de desenvolupament.

La participació en l'estudi va ser voluntària i els participants van poder retirar-se en qualsevol moment sense cap conseqüència.

4.2 Mostra

4.2.1 Població d'estudi

La mostra de l'estudi va estar formada per 52 participants adults, d'ambdós sexes, seleccionats mitjançant un mostreig no probabilístic de conveniència. Els participants van ser reclutats en dos entorns assistencials vinculats a l'activitat clínica i acadèmica de la podologia:

- Hospital Podològic Universitari de la Universitat de Barcelona
- Clínica Podològica Podobcn®

Aquests centres van permetre l'accés a una població adulta funcional, amb característiques compatibles amb els objectius del present estudi, i amb disponibilitat per realitzar el protocol experimental en un entorn de laboratori controlat.

4.2.2 Justificació de mida mostral

La mida de la mostra es va establir d'acord amb criteris metodològics habituals en estudis experimentals de biomecànica de la marxa amb disseny intra-subjecte, en què cada participant és avaluat sota diverses condicions. En aquest tipus de disseny, la variabilitat intraindividual és habitualment menor que en estudis intersubjecte, fet que permet treballar amb mostres moderades mantenint una capacitat adequada per detectar diferències entre condicions.

Diversos estudis previs que han analitzat la influència de la cadència o de variables espaciotemporals sobre les pressions plantars i paràmetres de marxa han utilitzat mides mostrals similars, habitualment compreses entre 20 i 50 participants, en dissenys experimentals comparables [4,16,17,22].

Tenint en compte aquests antecedents, la naturalesa experimental del protocol, la complexitat instrumental i la disponibilitat de participants, es va establir una mostra de 52 adults sans, que permet una estimació robusta dels paràmetres analitzats en un disseny de mesures repetides. Es van reclutar 52 participants que complien els criteris d'inclusió, i tots van completar íntegrament el protocol experimental i les tres condicions de cadència, sense abandonaments ni pèrdues; per tant, la mostra final analitzada coincideix amb la mostra inicial reclutada.

4.2.3 Criteris d'inclusió

Es van incloure en l'estudi aquells participants que complissin tots els criteris següents:

- Edat compresa entre 18 i 65 anys
- Absència de patologia musculoesquelètica o neurològica del membre inferior en els sis mesos previs a la recollida de dades
- Capacitat de caminar de manera independent, sense ajudes tècniques
- Absència de dolor durant la marxa en el moment de l'avaluació
- Acceptació voluntària de participar en l'estudi i signatura del consentiment informat
- Ús de calçat tancat, estable i adequat, compatible amb la correcta col·locació i funcionament de les plantilles instrumentades

Aquests criteris van permetre seleccionar una mostra funcionalment sana, amb un patró de marxa representatiu i sense factors confusors que poguessin alterar la distribució de les pressions plantars o la resposta a la modulació de la cadència.

4.2.4 Criteris d'exclusió

Es van excloure de l'anàlisi final aquells casos que complissin algun dels criteris següents:

- Registres amb qualitat insuficient de les corbes de pressió plantar, ja fos per artefactes, pèrdua de senyal o errors de sincronització
- Errors tècnics no corregibles durant la captació de dades amb els sistemes instrumentats
- Incapacitat per completar totes les condicions de marxa establertes

L'aplicació estricta d'aquests criteris va permetre garantir la fiabilitat, validesa i coherència interna de la base de dades utilitzada per a l'anàlisi estadística.

4.3 Variables de l'estudi

Les variables analitzades en el present estudi es van classificar en variables descriptives, variables independents, variables espaciotemporals (cinemàtiques) i variables cinètiques (pressions plantars), d'acord amb el disseny experimental i amb els objectius plantejats.

4.3.1 Variables descriptives

Les variables descriptives es van recollir amb la finalitat de caracteritzar la mostra des del punt de vista antropomètric i funcional, permetre la comparació amb estudis previs i identificar potencials factors de confusió que poguessin influir en la interpretació dels resultats biomecànics.

Es van registrar les següents variables:

- **Edat (anys):** variable contínua obtinguda per declaració directa del participant.
- **Sexe:** variable categòrica codificada com 1 = masculí i 2 = femení.
- **Massa corporal (kg):** mesurada amb bàscula digital calibrada.
- **Estatura (m):** mesurada amb tallímetre estàndard.
- **Índex de massa corporal (kg/m²):** calculat segons la fórmula IMC = massa corporal / estatura².

4.3.2 Variables independents

La variable independent principal va ser la **cadència de pas**, definida com el nombre de passos realitzats per minut (passos·min^{-1}). Aquesta variable va ser modulada de manera experimental i controlada mitjançant estímuls auditius rítmics (metrònom), mantenint constant la velocitat de marxa amb l'objectiu d'aïllar l'efecte temporal del ritme de pas sobre les variables biomecàniques analitzades.

Es van establir tres condicions experimentals de cadència:

- Condició 1: 110 passos·min^{-1}
- Condició 2: 120 passos·min^{-1}
- Condició 3: 130 passos·min^{-1}

Aquest rang de cadències es va seleccionar per representar valors funcionals i clínicament rellevants en adults sans, permetre l'anàlisi de respostes biomecàniques progressives i mantenir la comparabilitat amb estudis previs sobre modulació temporal de la marxa. La cadència imposada acústicament va ser posteriorment verificada mitjançant la cadència real registrada amb el sistema OptoGait®, garantint el control experimental i la reproductibilitat del protocol.

4.3.3 Variables espaciotemporals de la marxa

Les variables espaciotemporals de la marxa es van registrar mitjançant el sistema optoelectrònic OptoGait®, que permet la detecció precisa dels esdeveniments temporals del cicle de la marxa (contacte inicial i enlairement) i el càlcul derivat dels principals paràmetres cinemàtics en temps real.

Es van analitzar les següents variables:

- **Longitud de pas (m):** distància entre dos contactes consecutius de peus oposats.
- **Longitud de gambada (m):** distància recorreguda entre dos contactes consecutius del mateix peu.

- **Temps de cicle de la marxa (s):** durada total del cicle locomotor, des del contacte inicial d'un peu fins al següent contacte inicial del mateix peu.
- **Temps de contacte o suport (s):** interval durant el qual el peu roman en contacte amb la superfície de marxa.
- **Temps d'oscil·lació (s):** interval corresponent a la fase aèria del peu.
- **Temps de recolzament bipodal (s):** període en què ambdós peus es troben simultàniament en contacte amb el terra.
- **Temps de preoscil·lació (s):** fase final del suport immediatament prèvia a l'oscil·lació.
- **Temps de resposta a la càrrega (s):** interval inicial d'acceptació del pes corporal després del contacte inicial.
- **Cadència real registrada (passos·min^{-1}):** valor efectiu de la cadència durant cada condició experimental, utilitzat per verificar el compliment de les condicions imposades.

Aquest conjunt de variables permet descriure amb precisió les adaptacions temporals del patró locomotor associades a la modulació controlada de la cadència.

4.3.4 Variables cinètiques (pressions plantars)

Les variables cinètiques es van obtenir a partir dels registres de pressió plantar dinàmica mitjançant el sistema F-Scan Mobile®, centrant l'anàlisi en el PPP (kPa) a nivell de les regions funcionals de l'avantpeu.

Addicionalment, amb l'objectiu d'analitzar la distribució temporal de la càrrega plantar durant la fase de suport, es va calcular un indicador derivat corresponent a l'àrea sota la corba (AUC) del perfil temporal del PPP, obtingut a partir de corbes normalitzades del 0% al 100% de la fase de suport. Aquesta aproximació permet integrar el comportament de les pressions al llarg de tot el recolzament i expressar

la càrrega acumulada relativa independentment del temps absolut de contacte, aspecte especialment rellevant en protocols amb velocitat i cadència controlades.

L'AUC del PPP es va expressar en unitats de kPa·%, en derivar d'una integració sobre una escala temporal normalitzada i no sobre el temps real de suport. En conseqüència, el PPP es manté com a variable primària directament registrada pel sistema F-Scan®, mentre que l'AUC del PPP constitueix un indicador funcional derivat orientat a la comparació intra-subjecte entre les diferents condicions experimentals de cadència [4,22].

En l'article científic derivat del mateix conjunt de dades [56], la càrrega plantar acumulada es va quantificar mitjançant el paràmetre *pressure-time integral* (PTI), expressat en kPa·s, que representa la integral de la pressió plantar al llarg del temps real de suport. En canvi, en el context de la present tesi doctoral s'ha optat per complementar l'anàlisi amb l'estudi del comportament temporal del PPP al llarg de la fase de suport mitjançant la normalització temporal del suport i el càlcul de l'AUC del PPP. Aquest enfocament permet analitzar la redistribució temporal relativa de la càrrega plantar entre les diferents UAF de l'avantpeu, mantenint la coherència amb les variables principals utilitzades en l'article derivat.

4.3.4.1 Unitats anatòmico-funcionals de l'avantpeu analitzades

D'acord amb el marc biomecànic exposat a l'apartat 1.1.5, l'anàlisi regional de l'avantpeu es va estructurar mitjançant una segmentació en cinc UAF: primer dit, dits menors, primer radi, radis centrals (segon, tercer i quart metatarsià) i cinquè radi. Aquesta segmentació es va aplicar de manera homogènia a tots els registres, amb ajust a la morfologia de cada peu, amb l'objectiu de permetre l'anàlisi comparativa de la redistribució regional de la càrrega plantar entre condicions experimentals.

Aquesta segmentació es va adoptar amb l'objectiu d'analitzar la redistribució regional de la càrrega plantar durant la fase de suport des d'una perspectiva funcional, i no únicament geomètrica, atès que les diferents regions de l'avantpeu

participen de manera diferenciada en la transmissió de càrrega, l'estabilització i la propulsió durant la marxa.

Cal destacar que la segmentació utilitzada en el present estudi no respon a una divisió regional estandarditzada del peu descrita en altres protocols baropodomètrics, sinó a una segmentació pròpia basada en UAF de l'avantpeu, dissenyada específicament per analitzar la resposta mecànica distal en relació amb la modulació de la cadència de marxa.

Anàlisi temporal de la fase de suport

Les dades de pressió plantar es van analitzar al llarg de la fase completa de suport del peu, definida entre el contacte inicial *(heel strike)* i l'enlairement del peu *(toe off)*, identificats mitjançant la sincronització amb el sistema OptoGait®. Amb l'objectiu de permetre la comparació entre participants i condicions de cadència, la fase de suport es va normalitzar temporalment del 0% al 100%.

Posteriorment, es van obtenir els valors de PPP per a cada regió de l'avantpeu en intervals normalitzats del 10% (0–10%, 10–20%, …, 90–100%), generant corbes temporals del PPP al llarg del recolzament per a cadascuna de les tres condicions experimentals (110, 120 i 130 passos·min^{-1}).

A partir d'aquestes corbes normalitzades es va calcular un indicador de càrrega acumulada relativa mitjançant l'AUC del PPP durant la fase de suport per a cada UAFde l'avantpeu i per a cada condició experimental. Aquest procediment permet:

-Identificar el moment funcional del pic de pressió dins del suport.

-Analitzar la redistribució temporal de la càrrega plantar al llarg del recolzament.

-Comparar la càrrega acumulada relativa entre condicions de cadència independentment del temps absolut de contacte.

Cal destacar que aquesta AUC es basa en la normalització temporal de la fase de suport i, per tant, constitueix un indicador derivat del PPP.

Coherència amb el model temporal-mecànic del present estudi

L'ús d'UAF de l'avantpeu s'alinea amb el model temporal-mecànic que sustenta aquest treball doctoral, segons el qual la cadència, com a variable temporal primària, modula la durada del suport i condiciona la distribució temporal de la càrrega plantar. En aquest marc, l'anàlisi regional del PPP i de la seva evolució al llarg de la fase de suport permet traduir els ajustos temporals del patró de marxa en respostes mecàniques específiques i quantificables.

Així, la segmentació funcional adoptada incrementa la sensibilitat analítica del protocol i reforça la validesa interna de l'estudi, en permetre una interpretació integrada dels canvis espaciotemporals i cinètics de la marxa d'acord amb els principis de l'anàlisi instrumental locomotora i de l'anatomia funcional del sistema musculoesquelètic [17], facilitant una lectura biomecànica precisa de la redistribució de la càrrega plantar com a conseqüència de la modulació temporal del pas.

Valoració metodològica

La combinació d'una segmentació segons UAF de l'avantpeu amb l'anàlisi temporal normalitzada del PPP permet una avaluació integrada de la resposta mecànica durant la fase de suport, relacionant els ajustos temporals de la marxa amb la redistribució de la càrrega plantar entre les diferents regions funcionals de l'avantpeu. Aquest enfocament reforça la validesa interna del protocol experimental, assegura la comparabilitat intra-subjecte entre condicions de cadència i facilita una interpretació biomecànica precisa dels resultats en termes de redistribució de la càrrega plantar més que de variacions absolutes del temps de contacte.

4.4 Instrumentació

Per a la recollida de dades cinètiques i cinemàtiques es van utilitzar sistemes instrumentats validats àmpliament en l'anàlisi biomecànica de la marxa. L'elecció de la instrumentació es va basar en criteris de fiabilitat, validesa, resolució temporal i aplicabilitat clínica, amb l'objectiu d'obtenir registres representatius de la marxa funcional.

4.4.1 Sistema de plantilles instrumentades F-Scan Mobile®

L'anàlisi de les pressions plantars es va realitzar mitjançant el sistema de plantilles instrumentades F-Scan Mobile® (Tekscan Inc., Boston, EUA), un sistema portàtil dissenyat per al registre dinàmic de les forces de contacte peu-terra durant la marxa en condicions funcionals. Els sistemes de mesura dins del calçat permeten analitzar la interacció mecànica entre el peu i el terra en situacions ecològicament representatives, superant les limitacions dels sistemes estacionaris de pressió i evitant el fenomen de *targeting* associat a les plataformes fixes [57,58,59].

4.4.1.1 Descripció del sistema

El sistema F-Scan Mobile® està format pels components següents:

-Plantilles flexibles instrumentades, fabricades en material polimèric adaptable, dissenyades per inserir-se a l'interior del calçat habitual del participant (Figura 4.1.).

- Cada plantilla incorpora **960 sensors resistius**, distribuïts de manera uniforme.

- Densitat de sensors: 3,9 sensors/cm², proporcionant una resolució espacial adequada per a l'anàlisi regional de la pressió plantar, especialment a nivell de l'avantpeu.

- Gruix total: 0,15 mm, fet que minimitza la interferència amb el patró natural de marxa i redueix l'alteració del volum intern del calçat, aspecte clau per garantir la validesa de les dades cinètiques [57].

-Unitat receptora portàtil, col·locada habitualment a la cintura del participant mitjançant una bossa específica, que permet el registre de dades sense restriccions de moviment.

- Bateries recarregables, que garanteixen l'autonomia necessària per a sessions completes de mesura.



Figura 4.1. **A**. Joc de palmilles instrumentades pel dors i pel revers tal com s'entreguen al adquirir-les. **B.** Joc de palmilles retallades a mida del calçat i connectades a les unitats de connexió. **C.** Joc de palmilles instrumetades a l'interior del calçat preparades per a l'estudi. *Font: elaboració pròpia.*

- Programari Tekscan F-Scan Research software (versió 8.0), utilitzat per a la configuració del sistema, la visualització en temps real, l'enregistrament i l'anàlisi posterior de les dades.

Aquest sistema permet el registre continu de pressions plantars durant múltiples passes consecutives, incrementant la validesa ecològica i la representativitat del patró de marxa respecte a sistemes basats en plataformes fixes [58] (Figura 4.2.).

4.4.1.2 Preparació i adaptació de les plantilles

Les plantilles instrumentades F-Scan Mobile® es van retallar individualment seguint les marques de talla proporcionades pel fabricant, amb l'objectiu d'adaptar-les amb precisió a l'interior del calçat habitual de cada participant. Es va verificar sistemàticament que les plantilles quedessin correctament posicionades, sense plecs, arrugues ni desplaçaments interns, i que cobrissin de manera completa la superfície plantar, evitant possibles artefactes en el registre del senyal de les pressions (Figura 4.3).

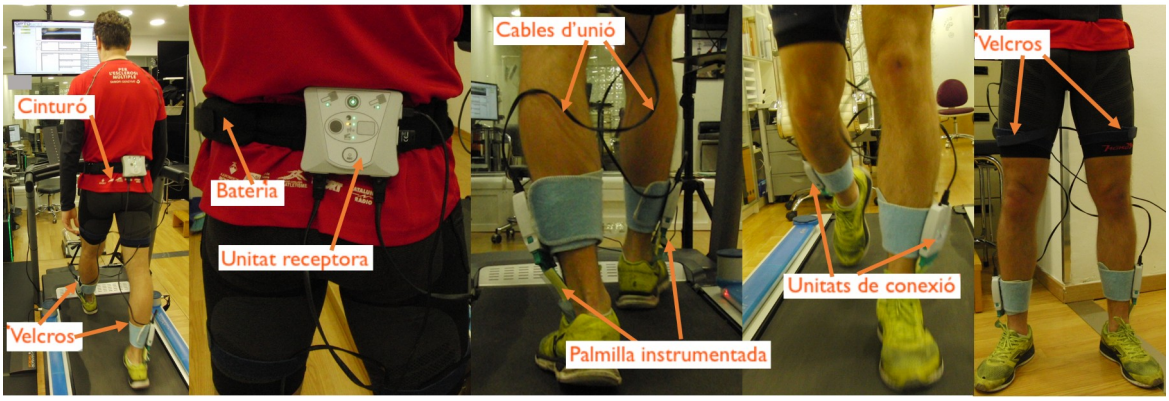


Figura 4.2. Participant amb tots els components connectats i preparats per realitzar els registres. *Font: elaboració pròpia.*

Les unitats de connexió es van fixar al segment distal de la cama mitjançant bandes elàstiques amb velcro®, evitant una tensió excessiva de la llengüeta lateral i minimitzant interferències mecàniques del cablejat durant la marxa. Un cop el participant estava calçat, els cables es connectaven a la unitat receptora assegurant una longitud suficient per permetre la marxa lliure i respectant la disposició específica de les connexions per a cada peu.

4.4.1.3 Paràmetres de registre

Els paràmetres tècnics utilitzats en el present estudi van ser els següents:

-Freqüència de mostreig: 100 Hz, valor habitual en registres dinàmics de marxa amb sistemes dins del calçat i suficient per descriure l'evolució temporal del PPP durant el suport [58].

-Durada de cada registre: aproximadament 90 segons de marxa contínua, dels quals posteriorment es va seleccionar el tram central corresponent a la fase estacionària del patró locomotor per a l'anàlisi. Interval temporal que permet enregistrar aproximadament entre 8 i 12 cicles complets de marxa, reduint la variabilitat entre les passes i augmentant la fiabilitat de les dades.



Figura 4.3. Preparació i col·locació del sistema de mesura de pressió plantar mitjançant plantilles instrumentades (F-Scan®). *Font: elaboració pròpia.*

4.4.1.4 Calibratge del sistema

Abans de cada sessió experimental, les plantilles F-Scan® van ser condicionades i posteriorment calibrades de manera individual per a cada participant seguint el protocol recomanat pel fabricant i les bones pràctiques metodològiques per a l'ús de sistemes de pressió plantar dins del calçat. El condicionament previ dels sensors es va realitzar mitjançant un breu període de familiarització amb la marxa, amb la finalitat d'afavorir l'estabilització tèrmica i mecànica del sistema i reduir possibles variacions inicials del senyal.

El calibratge es va dur a terme mitjançant el procediment de step calibration implementat al programari F-Scan Mobile®, consistent en la introducció de la massa corporal del participant (kg) i la realització d'un suport dinàmic controlat per establir la relació entre el senyal elèctric dels sensors i els valors de pressió

expressats en kPa. Aquest mètode de calibratge dinàmic està recomanat en contextos de recerca per millorar la coherència dels registres dinàmics respecte a procediments estàtics simples [60].

Posteriorment, es va aplicar un test d'efectivitat del calibratge seguint el procediment descrit per Tekscan *(Testing for Calibration Effectiveness)*, que inclou la marxa o marxa simulada in situ i la verificació visual de les corbes força-temps per confirmar la precisió i la repetibilitat del senyal (Figura 4.4). La precisió es va valorar a partir de la proximitat entre la força vertical màxima estimada pel sistema i el pes corporal del participant, mentre que la repetibilitat es va determinar mitjançant l'estabilitat dels pics de força entre passes consecutives i entre ambdós peus. D'acord amb els criteris d'acceptació en entorns de recerca, es va considerar acceptable una desviació inferior al 5% respecte al pes corporal i entre impactes consecutius; en cas contrari, el calibratge es repetia fins assolir una resposta consistent [57,60].

4.4.1.5 Protocol operatiu de col·locació, verificació del calibratge i obtenció de registres

Per reforçar la reproductibilitat del procediment, la posada en marxa del sistema Tekscan F-Scan Research software (versió 8.0) es va dur a terme de manera estandarditzada i seqüencial per a tots els participants. Un cop col·locades les plantilles instrumentades i verificat l'ajust estable dins del calçat, es va connectar la pestanya lateral de cada plantilla al connector corresponent. Amb el participant calçat, el connector es va fixar al segment distal de la cama mitjançant bandes elàstiques amb velcro®, amb l'objectiu de reduir traccions sobre la llengüeta lateral i minimitzar artefactes associats al moviment del cablejat. La unitat portàtil de registre i la bateria es van col·locar en un cinturó a la cintura del participant i el sistema es va connectar a l'ordinador per iniciar el programari i verificar la detecció correcta d'ambdues plantilles.

A continuació, es van configurar els paràmetres d'adquisició establerts per al present estudi (freqüència de mostreig de 100 Hz) Per al procediment de

verificació del calibratge es va realitzar un registre breu de 10s de marxa simulada, utilitzat exclusivament per comprovar la coherència del senyal abans de l'adquisició dels registres experimentals.

Un cop finalitzat el calibratge, es va realitzar un test d'efectivitat del calibratge amb l'objectiu de verificar la coherència del senyal i augmentar la fiabilitat dels registres dinàmics (Figura 4.4). El participant efectuava una marxa simulada *in situ* (alternant l'elevació completa dels peus) durant 10s. Excloent el primer i l'últim pas, es van generar corbes força-temps per comprovar simultàniament: (1) la precisió, definida com la proximitat entre la força vertical màxima estimada pel sistema (suma dels sensors actius) i el pes corporal teòric, i (2) la repetibilitat, definida com l'estabilitat dels pics de força entre passes consecutives i entre ambdós peus. Es va considerar acceptable el calibratge quan la desviació respecte al pes corporal era inferior al 5% i el patró de pics mostrava consistència entre les passes; en cas contrari, es repetia el procés de calibratge i verificació fins obtenir una resposta estable del senyal, seguint els criteris de control de qualitat descrits a la literatura metodològica i pel fabricant [60].

Els registres dinàmics es van adquirir quan el participant havia assolit la cadència objectiu segons el protocol experimental. L'enregistrament s'iniciava mitjançant el comandament de la unitat portàtil (registre automàtic de 10s) i les dades es descarregaven posteriorment via USB. Per al control de qualitat, es revisaven els registres i es descartaven aquells amb pèrdua de senyal, saturació de sensors o irregularitats evidents en les corbes força-temps. Quan es disposava de més d'un registre per condició, es comparaven les corbes força-temps i només s'acceptaven registres amb similitud en la forma i la magnitud (Figura 4.5); en cas contrari, es repetia l'adquisició fins obtenir registres consistents, amb l'objectiu d'assegurar la consistència intra-sessió i la fiabilitat de les mesures [60].

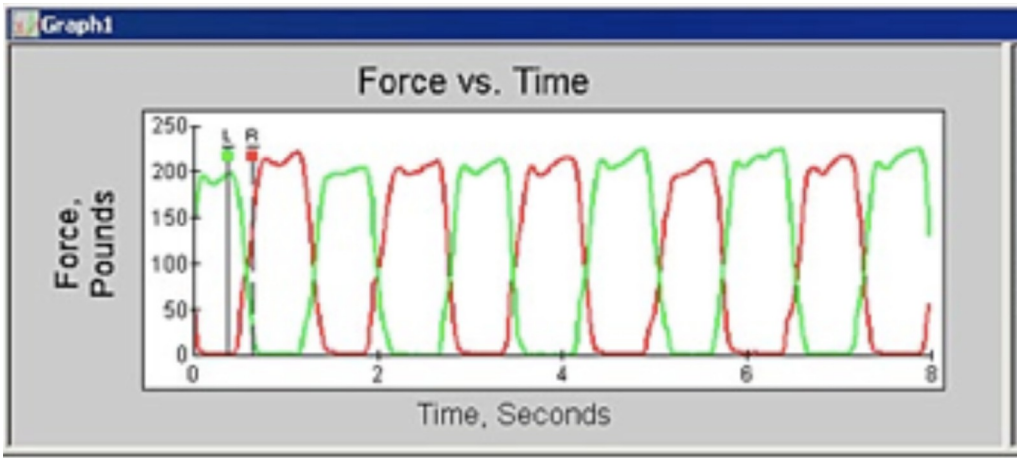


Figura 4.4. Test d'efectivitat del calibratge del sistema F-Scan®. Font: elaboració pròpia.



Figura 4.5. Procediment d'adquisició dels registres dinàmics de pressió plantar durant la marxa. *Font: elaboració pròpia.*

4.4.1.6 Obtenció de variables, segmentació UAF i construcció de les corbes temporals del PPP

Un cop acceptats els registres dinàmics segons els criteris de qualitat establerts, les dades es van visualitzar en format 2D mitjançant la representació de contorn,

amb la finalitat de facilitar la identificació dels gradients de pressió plantar i assegurar una delimitació consistent de les regions funcionals definides específicament per al present estudi en els mapes de pressions de tots els participants i en totes les condicions experimentals. Es va utilitzar de manera sistemàtica la visualització “Vista de contorn en 2D” del programari Tekscan F-Scan Research software (versió 8.0), la qual cosa va millorar la llegibilitat del senyal de pressió i va permetre una delimitació estable de les regions d’interès.

Posteriorment, es van aplicar de manera uniforme a tots els registres i condicions les opcions de suavitzat espacial disponibles en la versió de recerca del programari, amb la finalitat d’estabilitzar el senyal i reduir fluctuacions locals no representatives del patró mecànic real. Aquest procediment de processament es va mantenir constant per a totes les condicions de cadència, garantint la comparabilitat intra-subjecte dels valors cinètics obtinguts.

Per a l’extracció de variables cinètiques es va utilitzar una representació resum basada en la mitjana dels valors màxims corresponents als passos vàlids continguts en cada registre. Amb l’objectiu de minimitzar efectes transitoris associats a l’inici i al final de l’adquisició, es va excloure sistemàticament el primer i l’últim pas del registre, d’acord amb el protocol de selecció de passes definit (vegeu apartat 4.5.3.5). Per reduir la variabilitat entre passes, els valors de PPP es van calcular a partir de la mitjana dels passos vàlids seleccionats dins de cada registre per a cada participant i condició experimental.

Per a l’anàlisi específica de l’avantpeu, es va aplicar un model de segmentació regional basat en UAF, d’acord amb el marc conceptual desenvolupat en el present treball doctoral (vegeu apartat 4.3.4.1). Aquest model parteix de la premissa que les diferents estructures distals del peu participen de manera diferenciada en la transmissió de càrrega, l’estabilització i la generació de l’impuls durant la fase de suport de la marxa. En aquest sentit, l’avantpeu es va dividir en cinc UAF que representen els principals elements implicats en la redistribució de

la càrrega plantar durant la progressió del centre de pressió: primer dit, dits menors, primer radi, radis centrals i cinquè radi.

Aquesta segmentació no respon a una divisió geomètrica estandarditzada utilitzada en altres protocols baropodomètrics, sinó que reflecteix la diferenciació funcional de les estructures distals de l'avantpeu, tal com es descriu en el model biomecànic de la tesi. La delimitació de les regions d'interès es va ajustar a la morfologia i mida de cada peu i es va aplicar de manera homogènia a tots els registres i condicions experimentals, garantint la coherència metodològica de l'anàlisi regional i la comparabilitat intra-subjecte de les mesures.

A partir d'aquesta sectorització funcional es van obtenir els valors de PPP (kPa) per a cadascuna de les UAF de l'avantpeu i per a cada condició experimental de cadència. Addicionalment, per a cada regió es van construir les corbes temporals del PPP en funció del percentatge de suport, mitjançant la normalització temporal de la fase de suport del 0% al 100%.

Aquest procediment va permetre representar l'evolució temporal del PPP al llarg del recolzament i comparar el comportament de la pressió de cada UAF entre les tres condicions experimentals de cadència (110, 120 i 130 passos·min^{-1}). Les corbes resultants van constituir la base per al càlcul de l'AUC del PPP, indicador utilitzat per quantificar la càrrega plantar acumulada relativa durant la fase de suport.

Les Figures 4.6 i 4.7 mostren exemples representatius del procediment d'extracció i tractament de les dades per a les cinc UAF de l'avantpeu del peu dret. En concret, s'hi il·lustra la selecció de les regions d'interès sobre els mapes de pressió plantar i la construcció de les corresponents corbes temporals del PPP per a les tres condicions de cadència analitzades. Aquest mateix procediment es va aplicar de manera idèntica a ambdós peus i a totes les regions estudiades.

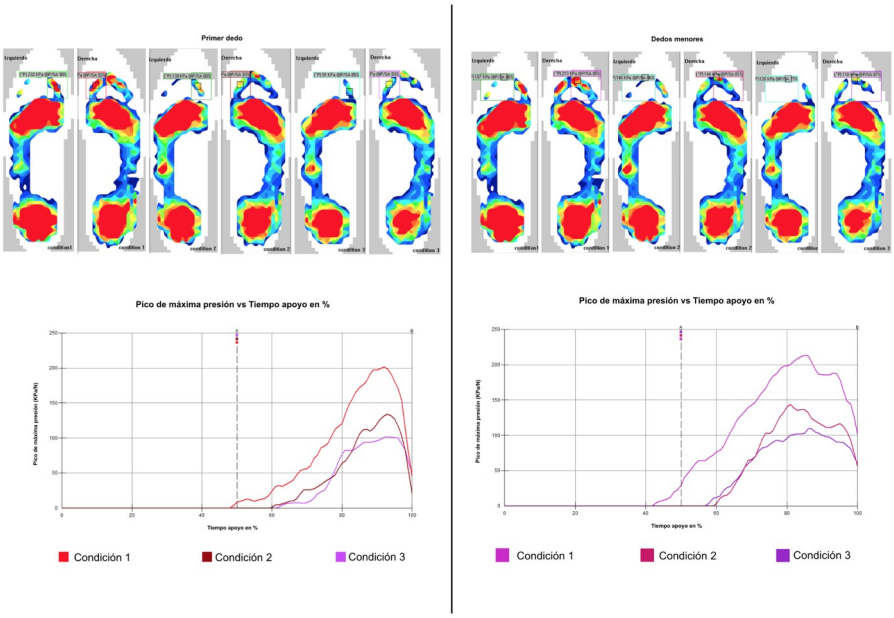


Figura 4.6. Delimitació de les UAF del primer dit i dits menors en els mapes de pressió plantar del peu dret i representació de les corbes temporals del PPP al llarg del percentatge de suport per a les tres condicions de cadència analitzades. *Font: elaboració pròpia.*

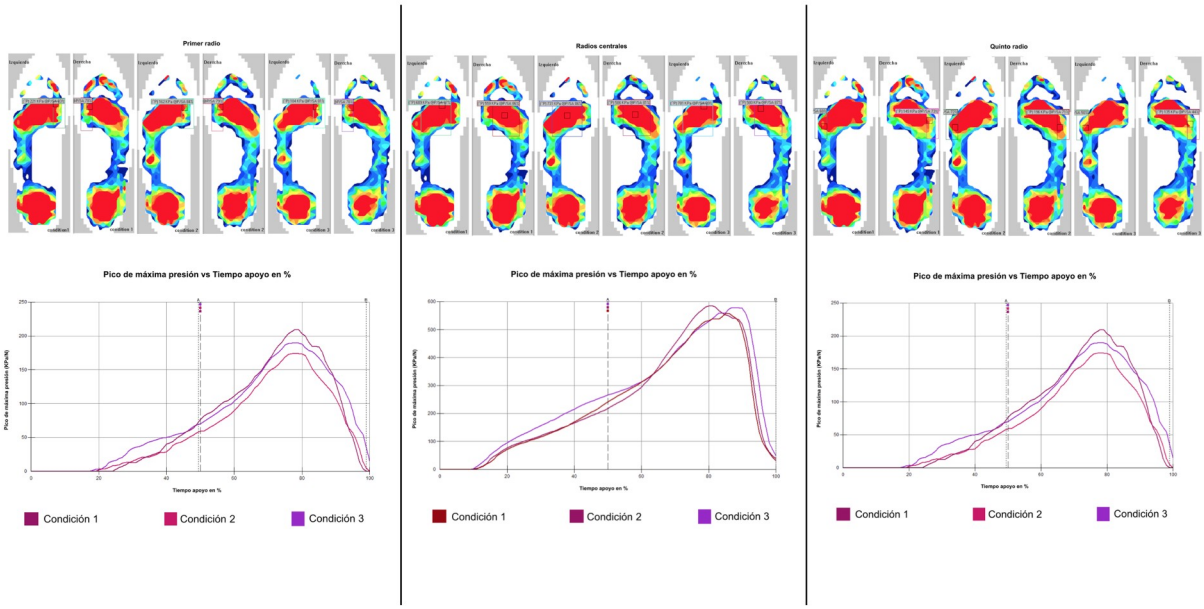


Figura 4.7. Delimitació de les UAF del 1r radi, radis centrals i 5è radi en els mapes de pressió plantar del peu dret i representació de les corbes temporals del PPP en funció del percentatge de suport per a les tres condicions de cadència analitzades. *Font: elaboració pròpia.*

Finalment, les dades regionals obtingudes es van exportar a Microsoft Excel® per a l'organització estructurada de la base de dades i, posteriorment, al programari estadístic utilitzat per al tractament analític de les variables.

4.4.1.7 Consideracions metodològiques

Per garantir la qualitat dels registres i la consistència del senyal cinètic, es van aplicar criteris de control metodològic estandarditzats al llarg de tot el procés d'adquisició i processament de les dades. Aquests criteris incloïen la correcta col·locació i estabilitat de les plantilles instrumentades dins del calçat habitual, el calibratge individual amb verificació prèvia mitjançant el test d'efectivitat del calibratge (Figura 4.4) i la revisió sistemàtica dels registres per detectar artefactes, pèrdua de senyal, saturació de sensors o irregularitats en les corbes força-temps [58,59,60].

Així mateix, l'anàlisi es va basar exclusivament en cicles de marxa complets corresponents a fases estacionàries del patró locomotor, registrats un cop assolida i estabilitzada la cadència objectiu sobre el tapís rodant. L'exclusió sistemàtica del primer i de l'últim pas de cada registre va permetre minimitzar els efectes d'acceleració i desacceleració propis de l'inici i final de l'adquisició, reforçant la fiabilitat intra-sessió dels valors de pressió plantar obtinguts. Aquest conjunt de mesures metodològiques contribueix a assegurar la validesa interna, la reproductibilitat i la coherència dels registres cinètics en condicions de marxa controlada, d'acord amb les recomanacions de la literatura especialitzada i del fabricant [58,59,60].

4.4.2 Sistema d'anàlisi espaciotemporal OptoGait®

L'anàlisi dels paràmetres espaciotemporals de la marxa es va dur a terme mitjançant el sistema OptoGait® (MicroGate®, Bolzano, Itàlia), un sistema òptic fotoelèctric àmpliament utilitzat i validat tant en l'àmbit clínic com en recerca biomecànica per a l'avaluació objectiva i no invasiva del patró de marxa humana.

Aquest sistema permet la detecció precisa dels esdeveniments temporals del cicle de la marxa a partir de la interrupció d'un feix de llum infraroja, superant les limitacions inherents a l'observació visual subjectiva i a altres mètodes indirectes [61,62,63].

4.4.2.1 Descripció del sistema

El sistema OptoGait® està format per dues barres fotoelèctriques paral·leles, d'un metre de longitud cadascuna, col·locades a banda i banda del trajecte de marxa. Cada barra integra una sèrie de díodes emissors (TX) i receptors (RX) de llum infraroja, disposats de manera regular, que generen una cortina òptica contínua a nivell del terra (Figura 4.8).

La interrupció del feix de llum causada pel pas del peu permet identificar amb elevada precisió temporal els principals esdeveniments del cicle de la marxa, especialment el contacte inicial *(heel strike)* i l'enlairement del peu (*toe off*). Cada barra incorpora un sistema visual de control mitjançant un díode indicador, que mostra en color verd la correcta alineació entre emissors i receptors, i en vermell la interrupció del senyal [63].

4.4.2.2 Paràmetres tècnics

El sistema OptoGait® opera amb una freqüència de mostreig de fins a 1000 Hz, proporcionant una resolució temporal d'1 ms, fet que permet detectar amb gran fiabilitat esdeveniments de curta durada dins del cicle de la marxa. Aquesta elevada resolució temporal és especialment rellevant per a l'anàlisi de paràmetres temporals com el temps de suport, el temps d'oscil·lació o el temps de pas, que poden veure's alterats en patrons de marxa no fisiològics.

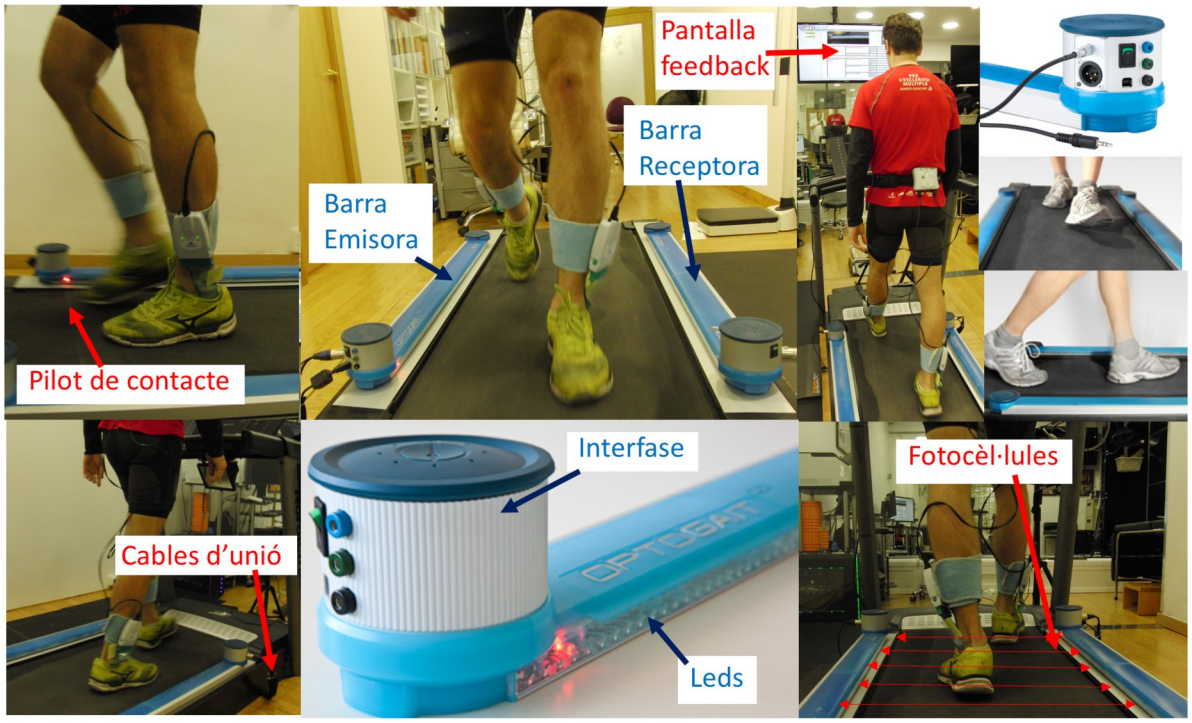


Figura 4.8. Components del sistema OptoGait®: barres emissora i receptora d'un metre, fotocèl·lules de diodes emissors de llum (LED) infraroigs, interfície de connexió situada a la part anterior del tapís rodant i pantalla de visualització per al *feedback* del participant. *Font: elaboració pròpia.*

Pel que fa a la resolució espacial, el sistema presenta una precisió aproximada d'1cm, suficient per a l'estimació acurada de variables espacials com la longitud del pas i de la gambada [63,64].

4.4.2.3 Instal·lació, calibratge i configuració específica del sistema OptoGait® en tapís rodant

Per a l'ús del sistema OptoGait® en condicions de marxa sobre tapís rodant, es va dur a terme una instal·lació i configuració específiques amb l'objectiu de garantir la precisió temporal dels esdeveniments detectats i evitar errors sistemàtics derivats de la proximitat de les barres a la superfície mòbil de la cinta.

En primer lloc, es va assegurar que les barres emissora (TX) i receptora (RX) quedessin correctament alineades entre si, coplanàries i situades al mateix nivell

respecte a la superfície del tapís. La barra RX disposa d'un indicador lluminós que permet verificar en temps real la correcta alineació i recepció estable del senyal fotoelèctric. Quan el sistema es troba correctament alineat, l'indicador mostra una llum verda contínua, mentre que qualsevol interrupció del feix es visualitza en color vermell.

Atès que en el tapís rodant la proximitat de les barres a la cinta sense fi pot generar interrupcions prematures del feix de llum, abans que es produeixi el contacte real del peu amb la superfície, es va realitzar un test funcional de barres previ a l'adquisició de dades. Aquest test tenia dos objectius principals:

1. Confirmar el correcte funcionament de tots els LEDs del sistema, i
2. Identificar la possible presència d'interrupcions anticipades del senyal en el moment del contacte inicial del taló o interrupcions mantingudes més enllà de l'enlairement real del peu durant la fase final de suport.

Quan es detectaven aquestes interferències, es corregien mitjançant l'aplicació dels filtres específics del programari OptoGait®: Gait IN, per ajustar el moment de detecció del contacte inicial, i Gait OUT, per ajustar el moment de l'enlairement del peu (Figura 4.9.). En el present estudi, el test de barres va evidenciar una interferència equivalent a un LED tant a l'entrada com a la sortida del suport, que es va compensar aplicant un ajust d'un LED en cadascun dels filtres (Gait IN i Gait OUT), amb l'objectiu de no quantificar interrupcions no corresponents al contacte real del peu amb la cinta [63].

Aquest ajust es va mantenir constant per a tots els participants i condicions.

Quan va ser necessari per verificar el peu d'inici del registre, es va utilitzar un sistema de vídeo sincronitzat amb el programari OptoGait®. Aquest suport visual permetia comprovar que la primera detecció de contacte (anomenada *primera entrada*) coincidís amb la seqüència real observada a la imatge i, si calia, corregir posteriorment el peu d'inici durant el postprocessament del registre.

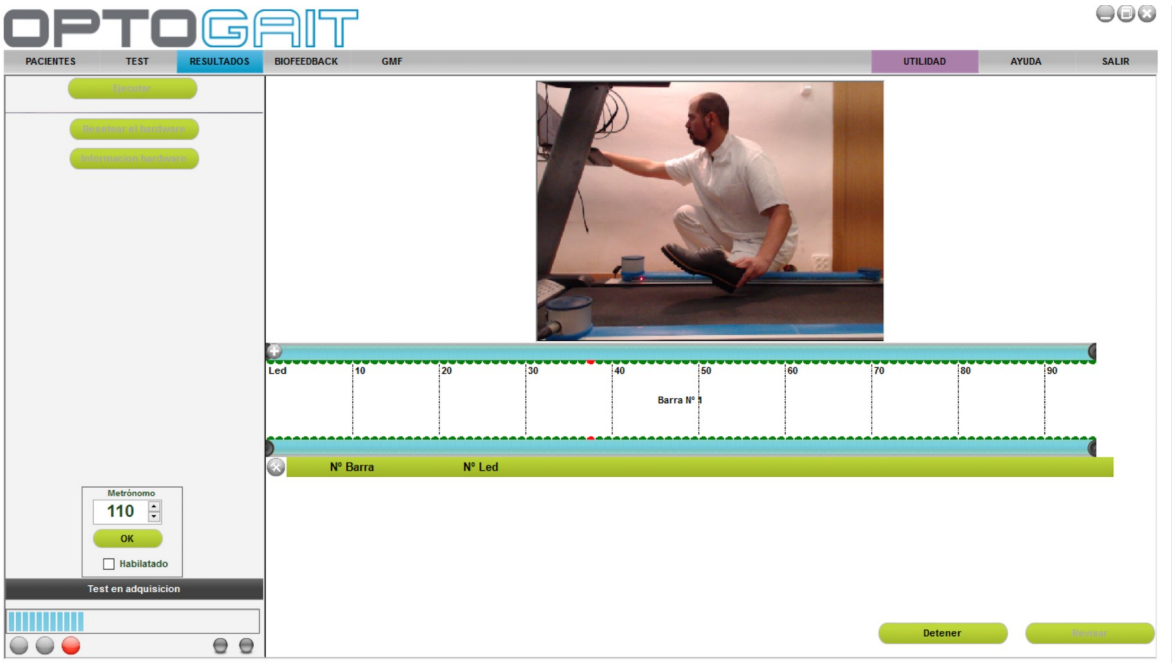


Figura 4.9. Test funcional de barres del sistema OptoGait® durant la marxa en tapís rodant. S'observa la interrupció anticipada d'un LED abans del contacte real del taló amb la superfície, compensada posteriorment mitjançant el filtre Gait IN del programari. *Font: elaboració pròpia.*

4.4.2.4 Creació del test i paràmetres de registre

Per adaptar el sistema als requeriments específics del present estudi, es va utilitzar com a base un test predefinit de marxa en tapís rodant, que va ser personalitzat mitjançant l'edició dels paràmetres principals i secundaris del programari OptoGait®.

Es van definir els aspectes següents:

1.- El tipus de prova de marxa sobre cinta.

2.- El mode d'inici manual del registre.

3.- La velocitat de treball del tapís rodant, aproximadament 5,0 km/h (≈1,39 m/s).

4.- Paràmetres secundaris relacionats amb la detecció temporal i espacial*.

*Entre aquests paràmetres secundaris, es van establir llindars mínims per al temps de contacte i d'oscil·lació, amb l'objectiu d'evitar la quantificació d'interrupcions incertes, així com el criteri taló-taló per al càlcul de la longitud del

pas. Igualment, s'hi van incorporar els filtres Gait IN i Gait OUT determinats prèviament durant el test funcional de barres.

4.4.2.5 Protocol operatiu amb el participant: calibratge individual i control de la cadència

Un cop el participant havia completat la fase d'adaptació al tapís rodant i mantenia de manera estable la velocitat de treball, es va crear un registre individual al programari OptoGait® associat a les seves dades personals. A continuació, es va dur a terme el calibratge individual de la longitud del peu, expressada en nombre de LEDs interruputs, amb el participant calçat i col·locat en recolzament monopodal, mantenint el peu paral·lel a les barres fotoelèctriques (Figura 4.10).

Aquest calibratge permet ajustar la detecció temporal dels esdeveniments del cicle de la marxa en funció de les característiques específiques del calçat de cada participant, millorant la precisió en el càlcul de les variables espacials [63].



Figura 4.10. Calibratge individual de la longitud del peu mitjançant el sistema OptoGait®, amb el participant en recolzament monopodal i el peu alineat amb les barres fotoelèctriques. *Font: elaboració pròpia.*

La modulació de la cadència es va realitzar mitjançant un metrònom acústic extern (Korg MA-2®, Korg Inc., Tòquio, Japó), programat successivament a 110,

120 i 130 senyals per minut. El senyal acústic es va utilitzar per marcar el ritme dels contactes del peu amb el terra durant la marxa. Addicionalment, es va proporcionar *feedback* visual a través d'una pantalla en temps real mitjançant el sistema OptoGait®, que mostrava els principals paràmetres espaciotemporals, especialment la cadència registrada, facilitant l'autocontrol del participant i l'estabilització de la condició experimental (Figura 4.11.).

L'inici del registre es realitzava únicament quan la cadència objectiu es trobava estabilitzada. Durant aquest procés, el programari requeria la confirmació de la disposició de la interfície i del peu que coincidia amb el contacte inicial, amb la finalitat d'assegurar la coherència en la seqüenciació dels passos detectats [63].



Figura 4.11. Visualització del programari OptoGait® durant el registre: selecció del test, funcionament del metrònom acústic, enregistrament sincronitzat de vídeo i visualització en temps real dels paràmetres cinemàtics. *Font: elaboració pròpia.*

4.4.2.6 Tractament inicial dels registres i criteris de validesa

Un cop finalitzat cada registre, es revisaven els resultats per verificar la coherència temporal de la primera entrada, assegurant que el primer contacte detectat pel sistema coincidís amb el peu real observat a la seqüència de vídeo

sincronitzada. En cas de discrepància, es corregia manualment el peu d'inici per garantir un tractament correcte i coherent de les dades (Figura 4.12).

Posteriorment, es revisaven els estadístics descriptius del registre, incloent la mitjana, la desviació estàndard i el CV de les variables principals espaciotemporals. Es van acceptar únicament registres que complissin un criteri de variabilitat estricta (CV < 5%), considerat indicador d'estabilitat intra-condició, marxa estacionària i qualitat del registre en condicions de tapís rodant.

Quan el criteri no es complia, el registre es revisava per identificar valors aberrants, errors puntuals en la detecció d'esdeveniments temporals o segments no estacionaris associats a ajustos inicials de la cadència. Si la inestabilitat persistia, es repetia l'adquisició o s'excloïen els fragments no representatius segons el protocol de control de qualitat i les recomanacions del sistema (Figura 4.13).



Figura 4.12. Pantalla de resultats del programari OptoGait®, mostrant l'opció de navegació pel registre per identificar i corregir la primera entrada del peu dret o esquerre.



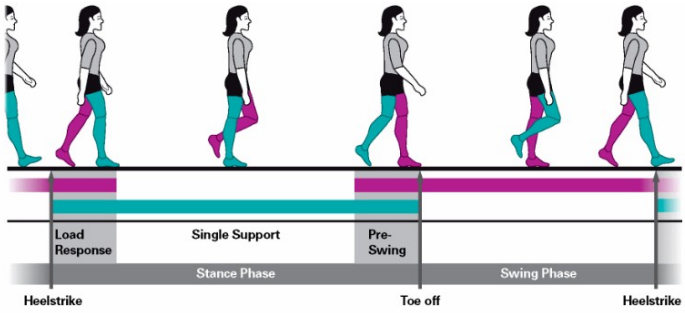
Figura 4.13. Visualització dels gràfics de resultats utilitzats per identificar valors que poden incrementar el CV del registre. *Font: elaboració pròpia figures 3.12 i 3.13.).*

4.4.2.7 Exemples representatius dels informes finals generats per OptoGait®

Amb l'objectiu d'il·lustrar el tipus de sortida gràfica i numèrica generada pel sistema OptoGait® després del processament dels registres, es presenten a continuació exemples representatius dels informes finals corresponents a les tres condicions experimentals de cadència analitzades en el present estudi (110, 120 i 130 passos·min^{-1}), registrades a una velocitat constant de 5 km·h^{-1}.

Aquests informes proporcionen una descripció detallada dels principals paràmetres espaciotemporals de la marxa, incloent la longitud del pas i de la gambada, la durada de les fases de suport i d'oscil·lació, el temps de pas, la durada del cicle, la cadència i la velocitat de desplaçament. Aquesta informació es va utilitzar per verificar la correcta execució del protocol experimental i la consistència dels registres espaciotemporals obtinguts en cadascuna de les condicions de cadència establertes.

Les figures següents mostren exemples representatius dels informes finals generats pel programari OptoGait® per a cadascuna de les tres condicions experimentals analitzades.



Longitud	Longitud del paso [cm]	Izquierda	76,8±1,8 (CV 2,3%)	
		Derecha	74,1±2,2 (CV 3,0%)	
		Difer.	3,5%	
	Longitud de la Zancada [cm]		150,9±2,1 (CV 1,4%)	

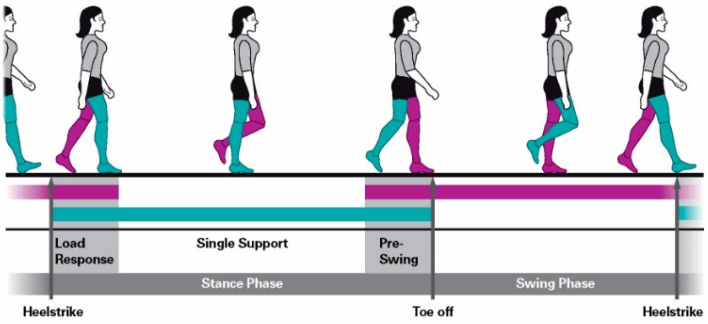
Parametros de la marcha	Fase de contacto [%]	Izquierda	69,9±0,7 (CV 1,1%)	
		Derecha	70,8±0,6 (CV 0,9%)	
		Difer.	-1,3%	
	Fase de balanceo [%]	Izquierda	30,1±0,7 (CV 2,5%)	
		Derecha	29,2±0,6 (CV 2,1%)	
		Difer.	3,1%	
	Apoyo individual[%]	Izquierda	29,2±0,8 (CV 2,8%)	
		Derecha	30,1±1,0 (CV 3,4%)	
		Difer.	-3,2%	
	Total doble apoyo [%]		40,7±1,0 (CV 2,5%)	
	Respuesta a la carga [%]	Izquierda	20,2±0,6 (CV 3,0%)	
		Derecha	20,5±0,8 (CV 3,9%)	
		Difer.	-1,2%	
	Prebalanceo [%]	Izquierda	20,5±0,9 (CV 4,6%)	
		Derecha	20,2±0,8 (CV 4,1%)	
		Difer.	1,3%	

Time parameters	Tiempo de paso [sec]	Izquierda	0,551±0,009 (CV 1,6%)	
		Derecha	0,538±0,011 (CV 2,0%)	
		Difer.	2,4%	
	Ciclo de la marcha [sec]		1,089±0,013 (CV 1,2%)	
	Cadencia [step/min]		110,2±1,3 (CV 1,2%)	

Parametros de velocidad	Velocidad [m/s]	Izquierda	1,39±0,02 (CV 1,4%)	
		Derecha	1,39±0,02 (CV 1,4%)	
		Difer.	0,0%	
	Velocidad media [m/s]		1,39±0,02 (CV 1,4%)	

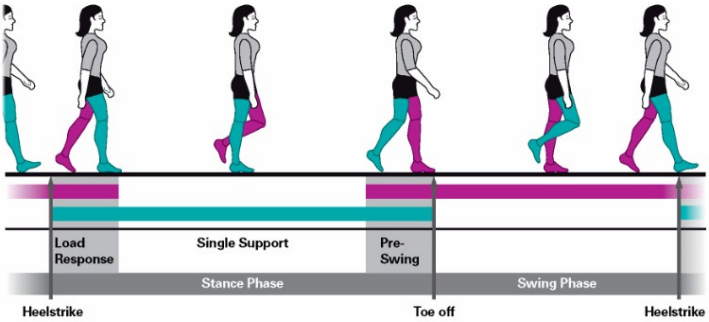
Figura 4.14. Exemple de l'informe final de paràmetres espaciotemporals de la marxa obtingut amb el sistema OptoGait®, corresponent a una velocitat constant de 5 km·h^{-1} (1,39 m·s^{-1}) i una cadència de **110 passos·min^{-1}**. L'informe mostra la distribució temporal de les fases del cicle de la marxa, així com els principals paràmetres espaciotemporals

utilitzats per a la validació del protocol experimental. Font: elaboració pròpia. *Font: elaboració pròpia.*



Longitud	Longitud del paso [cm]	Izquierda	70,6±2,6	(CV 3,7%)
		Derecha	68,8±2,2	(CV 3,2%)
		Difer.	2,5%	
	Longitud de la Zancada [cm]		139,4±3,0	(CV 2,2%)
Parametros de la marcha	Fase de contacto [%]	Izquierda	71,0±0,6	(CV 0,9%)
		Derecha	71,1±0,6	(CV 0,8%)
		Difer.	-0,2%	
	Fase de balanceo [%]	Izquierda	29,0±0,6	(CV 2,2%)
		Derecha	28,9±0,6	(CV 2,1%)
		Difer.	0,5%	
	Apoyo individual[%]	Izquierda	28,9±0,9	(CV 3,1%)
		Derecha	29,0±0,9	(CV 3,2%)
		Difer.	-0,4%	
	Total doble apoyo [%]		42,0±0,9	(CV 2,2%)
	Respuesta a la carga [%]	Izquierda	21,1±0,9	(CV 4,3%)
		Derecha	20,9±0,7	(CV 3,2%)
		Difer.	0,9%	
	Prebalanceo [%]	Izquierda	20,9±0,8	(CV 4,0%)
		Derecha	21,1±1,1	(CV 5,3%)
		Difer.	-0,9%	
Time parameters	Tiempo de paso [sec]	Izquierda	0,500±0,013	(CV 2,6%)
		Derecha	0,499±0,011	(CV 2,2%)
		Difer.	0,2%	
	Ciclo de la marcha [sec]		0,999±0,012	(CV 1,2%)
	Cadencia [step/min]		120,1±1,5	(CV 1,2%)
Parametros de velocidad	Velocidad [m/s]	Izquierda	1,39±0,02	(CV 1,4%)
		Derecha	1,40±0,02	(CV 1,4%)
		Difer.	-0,7%	
	Velocidad media [m/s]		1,40±0,02	(CV 1,4%)

Figura 4.15. Exemple de l'informe final de paràmetres espaciotemporals de la marxa obtingut amb el sistema OptoGait®, corresponent a una velocitat constant de 5 km·h^{-1} (1,39 m·s^{-1}) i una cadència de **120 passos·min**$^{-1}$. L'informe mostra la distribució temporal de les fases del cicle de la marxa, així com els principals paràmetres espaciotemporals utilitzats per a la validació del protocol experimental. *Font: elaboració pròpia.*



Longitud	Longitud del paso [cm]	Izquierda	65,4±2,3 (CV 3,5%)	
		Derecha	63,5±2,9 (CV 4,6%)	
		Difer.	2,9%	
	Longitud de la Zancada [cm]		128,8±3,0 (CV 2,3%)	
Parametros de la marcha	Fase de contacto [%]	Izquierda	71,2±0,6 (CV 0,9%)	
		Derecha	71,1±0,6 (CV 0,9%)	
		Difer.	0,1%	
	Fase de balanceo [%]	Izquierda	28,8±0,6 (CV 2,1%)	
		Derecha	28,9±0,6 (CV 2,2%)	
		Difer.	-0,2%	
	Apoyo individual[%]	Izquierda	28,9±0,9 (CV 3,2%)	
		Derecha	28,8±0,8 (CV 2,7%)	
		Difer.	0,3%	
	Total doble apoyo [%]		42,3±0,9 (CV 2,2%)	
	Respuesta a la carga [%]	Izquierda	21,6±0,7 (CV 3,4%)	
		Derecha	20,7±0,8 (CV 4,1%)	
		Difer.	3,9%	
	Prebalanceo [%]	Izquierda	20,7±1,0 (CV 4,7%)	
		Derecha	21,6±0,9 (CV 4,1%)	
		Difer.	-4,2%	
Time parameters	Tiempo de paso [sec]	Izquierda	0,458±0,011 (CV 2,4%)	
		Derecha	0,465±0,010 (CV 2,2%)	
		Difer.	-1,5%	
	Ciclo de la marcha [sec]		0,923±0,013 (CV 1,4%)	
	Cadencia [step/min]		130,1±1,9 (CV 1,4%)	
Parametros de velocidad	Velocidad [m/s]	Izquierda	1,40±0,03 (CV 2,1%)	
		Derecha	1,40±0,02 (CV 1,4%)	
		Difer.	0,0%	
	Velocidad media [m/s]		1,40±0,02 (CV 1,4%)	

Figura 4.16. Exemple de l'informe final de paràmetres espaciotemporals de la marxa obtingut amb el sistema OptoGait®, corresponent a una velocitat constant de 5 km·h^{-1} (1,39 m·s^{-1}) i una cadència de **130 passos·min^{-1}**. L'informe mostra la distribució temporal de les fases del cicle de la marxa, així com els principals paràmetres espaciotemporals utilitzats per a la validació del protocol experimental. *Font: elaboració pròpia.*

En conjunt, aquests informes exemplifiquen el procediment de validació dels registres espaciotemporals utilitzat en el present estudi i reforcen la transparència

metodològica del protocol d'adquisició i control de qualitat de les dades obtingudes amb el sistema OptoGait®.

4.4.3 Tapís rodant

La marxa experimental es va realitzar sobre un tapís rodant **Nordiktrack® T12**, utilitzat com a plataforma de desplaçament controlat amb l'objectiu de garantir la reproductibilitat de les condicions de marxa entre participants i entre les diferents condicions experimentals. L'ús del tapís rodant permet controlar de manera precisa variables clau com la velocitat de desplaçament i la inclinació, reduint la variabilitat associada a la marxa sobre el terra i facilitant la comparabilitat dels registres biomecànics obtinguts [65,66] (Figura 4.14.).

El tapís rodant disposa d'una superfície de marxa de 51 × 150 cm, dimensions suficients per permetre un patró de marxa estable i continu en adults, evitant restriccions espacials que podrien alterar la longitud del pas, la dinàmica del suport o la percepció de seguretat del participant. Aquestes característiques són especialment rellevants en protocols que requereixen l'enregistrament de múltiples cicles de marxa consecutius (Figura 4.14).

La velocitat de desplaçament es va fixar de manera constant a 1,39 m/s, equivalent aproximadament a 5 km/h, valor que correspon a una velocitat de marxa confortable per a la majoria d'adults sans i que ha estat àmpliament utilitzada en estudis biomecànics com a referència de marxa funcional i estable [1]. La selecció d'una velocitat fixa permet aïllar l'efecte específic de la cadència sobre els paràmetres temporals i mecànics de la marxa, evitant la interdependència coneguda entre velocitat, longitud del pas i cadència.

La inclinació del tapís rodant es va mantenir constant a 0%, amb l'objectiu d'analitzar la marxa en una condició equivalent al desplaçament sobre superfície plana i evitar l'efecte de la pendent sobre la cinemàtica, la cinètica i la distribució de pressions plantars. Aquesta configuració permet atribuir les diferències observades principalment a la modulació experimental de la cadència, variable independent principal del present estudi.

El tapís rodant incorpora el sistema d'amortiment DuraSoft®, dissenyat per reduir l'impacte vertical durant la fase de contacte inicial i millorar el confort del participant. Aquesta característica és especialment rellevant en protocols amb múltiples condicions de marxa consecutives, ja que pot contribuir a minimitzar la fatiga i el risc de molèsties musculoesquelètiques que podrien influir en el patró de marxa o en la qualitat dels registres biomecànics.

Abans de l'inici de l'enregistrament de dades, cada participant va disposar d'un període d'aclimatació al tapís rodant (aproximadament 3-5 minuts o fins a l'estabilització del patró de marxa segons criteri observacional de l'investigador), necessari per reduir els efectes transitoris associats a l'adaptació inicial al desplaçament en cinta i afavorir l'estabilització del patró de marxa. Diversos estudis clàssics han mostrat que, tot i l'existència de diferències inicials entre la marxa en tapís rodant i sobre el terra, un cop el patró locomotor s'estabilitza, molts dels paràmetres espaciotemporals i cinemàtics resulten globalment comparables, si bé persisteixen diferències específiques que cal tenir en compte en la interpretació dels resultats i en la seva aplicació clínica [67].

Tot i això, s'ha descrit que la marxa en tapís pot modificar la variabilitat i alguns indicadors d'estabilitat dinàmica respecte a la marxa sobre el terra, aspecte que ha de ser considerat en la interpretació dels resultats [46].

L'ús del tapís rodant Nordiktrack® T12, en combinació amb els sistemes d'anàlisi de pressió plantar F-Scan Mobile® i d'anàlisi espaciotemporal OptoGait®, permet establir un entorn experimental controlat i estandarditzat, facilitant la sincronització de dades cinètiques i cinemàtiques i reforçant la validesa interna del protocol experimental.



Figura 4.17. Tapís rodant Nordiktrack® T12 utilitzat com a plataforma de desplaçament controlat durant el protocol experimental. *Font: elaboració pròpia.*

4.4.3.1 Consideracions metodològiques i limitacions: marxa en tapís rodant vs. marxa sobre el terra

Tot i els avantatges metodològics associats a l'ús del tapís rodant, cal tenir en compte que la marxa en cinta pot presentar certes diferències respecte a la marxa sobre el terra. Diversos estudis han descrit modificacions lleus en paràmetres com la longitud del pas, la variabilitat temporal o la cinemàtica de les extremitats inferiors, especialment durant les primeres fases d'adaptació al desplaçament en cinta [65,66]. Aquestes diferències s'atribueixen principalment a la velocitat imposada externament i a l'absència de desplaçament visual de l'entorn.

No obstant això, la literatura indica que, un cop superat el període d'aclimatació, la marxa en tapís rodant a velocitat constant mostra una elevada estabilitat i reproductibilitat dels principals paràmetres espaciotemporals, i una bona comparabilitat amb la marxa sobre el terra quan l'objectiu de l'estudi és analitzar canvis relatius entre condicions dins del mateix subjecte [1].

Alhora, s'ha descrit que el tapís rodant pot modificar la variabilitat i alguns indicadors d'estabilitat dinàmica en comparació amb la marxa sobre el terra, fet que ha de ser considerat en la interpretació dels resultats, especialment en estudis orientats al control neuromuscular o a la variabilitat del patró locomotor [46]. En aquest context, l'ús del tapís rodant es considera una opció metodològica adequada i àmpliament acceptada en estudis biomecànics que requereixen un control precís de la velocitat i la repetició de múltiples cicles de marxa.

4.5 Protocol experimental

El protocol experimental es va dissenyar amb l'objectiu d'obtenir dades cinètiques (pressió plantar) i cinemàtiques/espaciotemporals (paràmetres de marxa) fiables, reproductibles i comparables entre participants, minimitzant alhora les fonts de variabilitat no controlades (p. ex., aprenentatge, fatiga, variabilitat intra-condició, artefactes de senyal o inestabilitat de la cadència). Totes les sessions es van realitzar en un entorn controlat de laboratori, sota condicions estandarditzades de velocitat, inclinació, control de cadència i instrumentació, seguint un procediment seqüencial, estructurat i repetible per a tots els participants.

La marxa es va efectuar sobre tapís rodant a velocitat constant de 1,39 m/s (≈ 5 km/h) i inclinació 0%, i la variable experimental principal va ser la cadència de pas, modulada en tres condicions: 110, 120 i 130 passos·min^{-1}. El registre de dades es va dur a terme combinant de manera coherent i sincronitzada:

-el sistema **OptoGait®** (referència temporal i paràmetres espaciotemporals), -el sistema **F-Scan Mobile®** (pressió plantar durant la fase de suport),

de manera que els valors de pressió analitzats corresponguessin als mateixos esdeveniments del cicle de marxa (contacte inicial i enlairement) definits pel sistema de fotocèl·lules.

4.5.1 Preparació del participant

Abans de l'inici de l'enregistrament, cada participant va ser preparat seguint un protocol estandarditzat amb l'objectiu d'assegurar el correcte funcionament dels sistemes de mesura, reduir el risc d'artefactes i garantir la validesa de les dades. Aquesta fase va incloure familiarització amb el tapís i el control de cadència, instrumentació amb F-Scan Mobile®, configuració i verificació d'OptoGait®, i comprovacions de seguretat i criteri d'inici.

4.5.1.1 Familiarització prèvia amb el tapís rodant i el control de cadència

Abans de la col·locació definitiva dels sistemes, els participants van realitzar un període d'aclimatació caminant sobre el tapís rodant (aprox. 3–5 minuts), incrementant progressivament la velocitat fins assolir una marxa confortable, estable i segura a la velocitat de treball. Aquesta familiarització tenia com a objectiu reduir els efectes transitoris associats a l'adaptació inicial a la marxa en cinta i estabilitzar els paràmetres espaciotemporals abans de l'enregistrament. Durant aquest període, els participants també practicaven la sincronització del pas amb la senyal acústica del metrònom (quan s'utilitzava), per reduir l'efecte d'aprenentatge i assegurar una correcta comprensió del *feedback* requerit en les condicions experimentals posteriors.

Com a part del protocol de seguretat, abans d'iniciar els registres es va explicar el funcionament del sistema d'aturada d'emergència del tapís (cordó de seguretat accessible a l'alçada de la cintura), confirmant que el participant se sentia còmode i segur.

4.5.1.2 Selecció del calçat i adaptació de les plantilles F-Scan Mobile®

En el present estudi es va prioritzar l'ús del calçat habitual del participant sempre que complís requisits d'ajust i canya baixa suficients per allotjar correctament les plantilles instrumentades sense comprometre la comoditat ni alterar el patró de marxa. Les plantilles F-Scan Mobile® es van retallar individualment seguint les guies del fabricant, de manera que s'adaptessin al perímetre intern del calçat:

-evitant plecs o arrugues,

-assegurant una cobertura plantar adequada, i

-garantint que la plantilla quedés estable i no es desplacés durant la marxa.

Aquesta verificació prèvia és rellevant perquè qualsevol desplaçament o deformació interna pot generar artefactes i reduir la fiabilitat del registre.

4.5.1.3 Connexions, fixació i disposició de la unitat de registre (F-Scan®)

Les plantilles disposen d'una llengüeta lateral que connecta amb el connector del sistema. Un cop calçades les sabates, el connector es va fixar a la cama mitjançant bandes elàstiques amb velcro®, evitant tensions excessives sobre la llengüeta i assegurant llibertat de moviment. Amb el participant dret, es van connectar els cables del connector a la unitat de registre, respectant les connexions específiques de cada peu. La capsa de registre, juntament amb la bateria, es va col·locar en un cinturó ajustat a la cintura del participant. Aquesta disposició permet minimitzar traccions i moviments no desitjats dels cables que puguin interferir en el senyal, mantenint alhora la naturalitat de la marxa.

4.5.1.4 Configuració del programari i paràmetres d'adquisició (F-Scan®)

Un cop connectat el sistema a l'ordinador, i quan el dispositiu era reconegut via USB, es va obrir el programari Tekscan F-Scan Research software (versió 8.0). Quan el sistema detectava ambdues plantilles, es configuraven els paràmetres recomanats:

- freqüència de mostreig: 100 Hz,
- durada de cada registre: aproximadament 90 segons de marxa contínua, amb anàlisi posterior del tram central corresponent a la fase estacionària del patró locomotor.

4.5.1.5 Calibratge individual i test d'efectivitat del calibratge (F-Scan®)

Abans de l'adquisició dels registres dinàmics, es va realitzar el calibratge individual del sistema F-Scan Mobile Research® amb el participant calçat amb el seu calçat habitual i després del període de familiarització amb la marxa, amb l'objectiu de millorar la coherència dels registres dinàmics i reduir possibles fonts d'error sistemàtic. A continuació, es va efectuar un test d'efectivitat del calibratge consistent en una marxa simulada in situ durant 10 s, enregistrant les corbes força-temps generades pel sistema (Figura 4.4).

La precisió es va avaluar comparant la força vertical estimada pel sistema (obtinguda a partir de la suma dels sensors actius de les plantilles instrumentades) amb el pes corporal del participant, d'acord amb el procediment de verificació recomanat pel fabricant. Paral·lelament, la repetibilitat es va valorar mitjançant l'estabilitat dels pics de força entre passes consecutives i entre ambdós peus. Es va considerar acceptable el calibratge quan la desviació entre la força vertical màxima estimada i el pes corporal teòric era inferior al 5%, criteri habitual en estudis de recerca amb sistemes de pressió plantar dins del calçat [60].

4.5.1.6 Preparació, instal·lació i calibratge específic en tapís rodant (OptoGait®)

El sistema OptoGait® es va instal·lar als laterals del tapís rodant amb dues barres paral·leles (TX emissora i RX receptora). Es va assegurar que ambdues barres quedessin alineades, coplanàries i al mateix nivell. La barra RX disposa d'un indicador lluminós que permet confirmar una alineació estable (senyal correctament rebut).

Atès que en tapís rodant la proximitat de les barres a la cinta pot generar interrupcions prematures del feix (abans del contacte real del peu), es va realitzar un test funcional de barres amb dos objectius:

1. confirmar el correcte funcionament dels LEDs, i

2. identificar si existien LEDs interromputs abans d'hora al contacte inicial del taló o mantinguts fins més tard en la fase final del suport.

Quan es detectava aquesta interferència de detecció, es corregia mitjançant els filtres del programari: Gait IN (contacte inicial) i Gait OUT (enlairement). En el present estudi, el test va evidenciar una interferència equivalent a un LED tant a l'entrada com a la sortida, que es va compensar aplicant un ajust d'un LED a cadascun dels filtres (Gait IN i Gait OUT), evitant quantificar interrupcions no corresponents al contacte real.

A continuació, es va calibrar la longitud del peu (en LEDs) amb el participant calçat en recolzament monopodal i el peu paral·lel a les barres, per ajustar la detecció temporal dels esdeveniments del cicle de marxa en funció de les característiques del calçat.

4.5.2 Protocol de marxa

Un cop completada la preparació i verificat el correcte funcionament dels sistemes, es va iniciar el protocol de marxa. El participant va caminar sobre el tapís rodant a: velocitat constant de 1,39 m/s, i amb una inclinació del 0%, sota tres condicions de cadència: 110, 120 i 130 passos·min^{-1}.

L'ordre de presentació de les tres condicions de cadència es va establir mitjançant un disseny contrabalançat de tipus *Latin-square*, amb l'objectiu de minimitzar possibles efectes d'ordre, aprenentatge o fatiga sobre els paràmetres espaciotemporals i de pressió plantar. Entre condicions es va establir un breu període de descans i readaptació fins a l'estabilització de la cadència objectiu.

4.5.2.1 Justificació del control de velocitat i de la modulació de la cadència

La selecció d'una velocitat constant permet aïllar l'efecte específic de la cadència sobre els paràmetres temporals i mecànics de la marxa, evitant la interdependència coneguda entre velocitat, longitud de pas i cadència. Biomecànicament, la velocitat pot expressar-se com el producte entre longitud de pas i cadència; per tant, mantenir la velocitat fixa obliga el sistema locomotor a

ajustar principalment la longitud del pas i els temps de suport/oscil·lació davant modificacions de la cadència.

Les cadències seleccionades responen a criteris funcionals i biomecànics:

-120 passos·min^{-1} s'aproxima a una cadència habitualment confortable en adults sans a velocitats properes a 1,3-1,4 m/s,

-110 i **130 passos·min^{-1}** representen desviacions controlades cap a una cadència més baixa i més alta, respectivament, dins un rang funcional i segur per a la població estudiada.

Des d'un punt de vista mecànic, a velocitat constant:

-la reducció de la cadència tendeix a incrementar la longitud del pas i el temps relatiu de suport;,

-l'augment de la cadència implica passos més curts, menor temps de contacte i una major freqüència d'impactes. Adaptacions que poden modificar la distribució de càrregues i el pic de pressió plantar, especialment a l'avantpeu (variable principal de l'estudi).

4.5.2.2 Control de la cadència: metrònom i *feedback*

El control de la cadència es va realitzar mitjançant un metrònom acústic extern (Korg MA-2®, Korg Inc., Tòquio, Japó), programat successivament a 110, 120 i 130 senyals per minut. Es va instruir el participant perquè fes coincidir cada contacte del peu amb el terra amb el senyal acústic. Per reforçar el control i reduir la variabilitat intra-condició, es va proporcionar *feedback* visual en temps real mitjançant una pantalla frontal a l'alçada dels ulls, que mostrava els principals paràmetres espaciotemporals, especialment la cadència i la velocitat.

L'inici del registre es realitzava únicament quan el participant mantenia de forma estable la cadència objectiu. En el moment d'executar el registre, el programari d'OptoGait® requeria confirmacions operatives (posició de la interfase i peu de contacte inicial) per assegurar la coherència en la seqüenciació dels passos

detectats (Figura 4.18.). La cadència objectiu es va verificar posteriorment mitjançant la cadència real registrada pel sistema OptoGait®, confirmant el compliment de les condicions experimentals.

4.5.2.3 Ordre de les condicions i gestió de la fatiga

L'ordre de presentació de les condicions de cadència es va contrabalançar entre participants per evitar efectes d'aprenentatge, fatiga o adaptació progressiva. Entre condicions es van establir descansos breus per garantir la recuperació i mantenir un patró de marxa estable durant tota la sessió.

4.5.3 Enregistrament de dades

L'enregistrament es va realitzar de manera simultània i complementària mitjançant OptoGait® i F-Scan Mobile®, amb l'objectiu d'obtenir dades sincronitzades dels esdeveniments temporals del cicle de marxa i de la distribució de pressions plantars durant la mateixa fase de suport.

Tots els procediments d'adquisició, selecció de registres i tractament de dades es van aplicar de manera idèntica per a tots els participants i per a totes les condicions de cadència, amb l'objectiu de garantir la traçabilitat, la reproductibilitat i la comparabilitat intra-subjecte dels resultats.

4.5.3.1 Inici del registre i criteri d'estat estable

Per a cada condició, el registre s'iniciava quan el participant havia assolit i estabilitzat la cadència objectiu, determinada pel metrònom i verificada pel *feedback* d'OptoGait®. Es descartaven els primers instants d'adaptació a cada condició per evitar incloure passes transitòries associades a ajustos inicials del patró de marxa.

4.5.3.2 Registres dinàmics amb F-Scan®: adquisició, repeticions i descàrrega

Cada condició experimental de cadència es va registrar durant un període aproximat de 90 segons de marxa contínua sobre el tapís rodant. Per evitar la

inclusió de fases transitòries associades a l'ajust inicial de la cadència i a la finalització de la condició, es van excloure els primers i els darrers segments del registre, analitzant-se principalment el tram central d'aproximadament 60 segons corresponent a la fase estacionària de la marxa.

Durant aquest període, els sistemes OptoGait® i F-Scan Mobile® van registrar simultàniament els esdeveniments temporals del cicle de marxa i la distribució de pressions plantars. Posteriorment, les dades de pressió plantar es van segmentar i alinear amb els esdeveniments de contacte inicial i enlairement identificats per OptoGait®, garantint que els valors de pressió analitzats corresponguessin a cicles de marxa complets en condicions de cadència estable.

Per reforçar la fiabilitat de la mesura, es van realitzar múltiples registres quan era necessari, es repetia l'adquisició fins obtenir un registre estable i amb qualitat adequada., seleccionant posteriorment aquells que complien els criteris de qualitat establerts.

4.5.3.3 Control de qualitat dels registres i acceptació per similitud de corbes

Un cop descarregades les dades, es revisava si els registres eren acceptables:

1.-es descartaven registres amb pèrdua de senyal, saturació de sensors o irregularitats evidents,

2.-quan hi havia més d'un registre per condició, s'obtenien les corbes força-temps i es comparaven entre si, acceptant els registres només si mostraven coincidència i similitud en la forma i la magnitud.

En cas de discrepàncies, el registre es rebutjava i se'n captava un de nou fins obtenir un registre vàlid. Aquesta estratègia permet reduir la probabilitat d'incloure registres afectats per artefactes o variacions no desitjades del patró de suport.

4.5.3.4 Sincronització OptoGait® – F-Scan® i alineació temporal

La sincronització entre sistemes es va fonamentar en els esdeveniments temporals del cicle de marxa: contacte inicial (*heel strike*) i enlairement del peu

(*toe off*). OptoGait® proporcionava la referència temporal dels contactes i, posteriorment, les dades de pressió plantar del F-Scan® s'alineaven amb aquests esdeveniments, assegurant que els valors de pressió analitzats corresponguessin exactament a la fase de suport del mateix cicle de marxa. Aquesta integració permet relacionar de manera coherent els canvis temporals (cadència, temps de suport, oscil·lació) amb el comportament mecànic del suport plantar.

4.5.3.5 Criteris de selecció de passes per a l'anàlisi

Per a l'anàlisi posterior es van establir criteris estrictes de selecció de passes amb l'objectiu de garantir la qualitat biomecànica del registre i la comparabilitat entre condicions experimentals. Es van incloure exclusivament cicles de marxa complets corresponents a fases estacionàries del patró locomotor, definits entre el contacte inicial (heel strike) i l'enlairement del peu (toe off), d'acord amb la referència temporal proporcionada pel sistema OptoGait® (Figura 4.5).

Es va procedir a l'exclusió sistemàtica del primer i de l'últim pas de cada registre per evitar la inclusió de passes transitòries associades als ajustos inicials i finals de la marxa en tapís rodant. Addicionalment, es van descartar passes amb pèrdua de senyal, saturació de sensors, artefactes associats al cablejat o irregularitats evidents en les corbes força-temps.

Quan es disposava de més d'un registre per condició experimental, es van comparar les corbes força-temps i només es van acceptar aquells registres que mostraven similitud en la forma i la magnitud del senyal, assegurant així la consistència intra-sessió i la robustesa de les variables cinètiques utilitzades en l'anàlisi [60].

4.6 Justificació biomecànica de la cadència preferida i del cost energètic

La cadència preferida de marxa s'ha descrit àmpliament com aquella que emergeix de manera espontània quan els individus caminen sense restriccions externes i que representa un compromís òptim entre eficiència mecànica, cost energètic i estabilitat del patró locomotor. Diversos estudis clàssics i de referència

han mostrat que, en adults sans, aquesta cadència se situa habitualment en un rang aproximat de 110–120 passos per minut quan la velocitat de marxa es troba al voltant de 1,3–1,4 m/s (4,7–5,0 km/h), valors molt propers als utilitzats en el present estudi [1,3].

Des d'un punt de vista biomecànic, aquesta cadència preferida s'associa a una configuració òptima del model del pèndol invertit, que descriu la marxa humana com un sistema en què el centre de massa del cos oscil·la sobre l'extremitat de suport.



Figura 4.18. Imatge d'un participant realitzant l'estudi segons el protocol establert. *Font: elaboració pròpia.*

En aquestes condicions, la transferència entre energia potencial i energia cinètica del centre de massa és màxima, fet que permet aprofitar de manera eficient les forces passives i reduir el treball muscular actiu necessari per al desplaçament [9].

Aquesta optimització mecànica es tradueix en una disminució del cost metabòlic de la marxa.

Quan la cadència s'allunya d'aquest valor òptim, ja sigui per un augment o una disminució respecte a la preferida, el sistema locomotor ha d'incrementar el treball mecànic actiu per mantenir la mateixa velocitat de desplaçament. En el cas de cadències més baixes, l'augment de la longitud del pas i del temps de suport pot comportar majors moments articulars i una demanda muscular superior per estabilitzar el cos. En canvi, cadències més elevades impliquen passos més curts, una reducció del temps de contacte i una major freqüència d'impactes, amb un augment del treball associat a l'acceleració i desacceleració repetida dels segments corporals.

Estudis experimentals han demostrat que tant l'augment com la disminució de la cadència respecte a la preferida comporten un increment del consum energètic, fins i tot quan la velocitat de marxa es manté constant [68]. Aquest increment del cost metabòlic s'ha relacionat amb modificacions en variables biomecàniques clau del patró de marxa, com ara la longitud del pas, el temps de suport i la dinàmica global de les forces implicades en el contacte peu-terra, tal com suggereix la literatura biomecànica clàssica i contemporània. En aquest context, aquests ajustos temporals i mecànics poden tenir un impacte directe sobre la distribució de les pressions plantars, especialment a nivell de l'avantpeu, on es concentren elevades demandes mecàniques durant la fase de propulsió.

En aquest context, la relació estreta entre cadència, eficiència energètica i càrrega mecànica constitueix la base teòrica que justifica la selecció de les tres condicions de cadència del present estudi (110, 120 i 130 passos·min^{-1}). Aquestes condicions permeten analitzar el comportament del sistema locomotor tant en situacions properes a l'òptim funcional (120 passos·min^{-1}) com en situacions de desviació controlada cap a cadències inferiors i superiors, facilitant així l'estudi de com les adaptacions temporals de la marxa influeixen en la càrrega plantar i, en particular, en el PPP, variable principal del treball doctoral.

4.7 Tractament, processament i anàlisi estadística de les dades

El tractament, processament i anàlisi estadística de les dades es va dur a terme mitjançant un procediment estandarditzat, seqüencial i completament traçable, amb l'objectiu de garantir la qualitat, la consistència metodològica i la fiabilitat dels resultats obtinguts a partir dels registres cinètics (pressió plantar) i espaciotemporals de la marxa. Totes les dades es van processar de manera idèntica per a tots els participants i per a totes les condicions experimentals, d'acord amb el disseny intra-subjecte amb mesures repetides i amb els criteris de qualitat del registre definits prèviament en el protocol metodològic.

Els procediments descrits a continuació corresponen al flux real de treball aplicat a les dades originals utilitzades en la present tesi doctoral i són coherents amb els mètodes emprats en l'anàlisi derivada del mateix conjunt de dades (Lluch, 2026), mantenint la correspondència entre el tractament de les dades i les hipòtesis experimentals plantejades.

4.7.1 Extracció i organització de les variables

A partir dels registres de pressió plantar obtinguts mitjançant el sistema F-Scan Mobile®, es van extreure les variables cinètiques definides en el disseny de l'estudi, seguint el procediment d'obtenció, segmentació regional i selecció de passes establert als apartats metodològics corresponents (vegeu 4.4.1.6 i 4.5.3.5). Es van obtenir els valors de PPP (kPa) per a cadascuna de les UAF de l'avantpeu (primer dit, dits menors, primer radi, radis centrals i cinquè radi), així com el seu comportament temporal al llarg de la fase de suport del cicle de la marxa.

Per analitzar la distribució temporal de la càrrega plantar, es van generar corbes temporals del PPP mitjançant la normalització de la fase de suport del 0% al 100%, amb intervals del 10% per a cada UAFl i per a cada condició experimental de cadència. Aquesta normalització temporal permet la comparació entre participants i condicions independentment de la durada absoluta del temps de

suport, facilitant una interpretació funcional del comportament de la pressió durant el recolzament.

A partir d'aquestes corbes temporals normalitzades es va calcular l'àrea sota la corba del PPP (AUC del PPP), tal com s'ha descrit a l'apartat 4.3.4, utilitzada com a indicador de la càrrega plantar acumulada relativa al llarg de la fase de suport.

Els valors finals per participant i condició experimental es van obtenir a partir de l'agregació dels passos vàlids seleccionats dins de cada registre, amb l'objectiu de reduir la variabilitat entre passes i obtenir una estimació robusta del comportament mecànic plantar en condicions de marxa estable. Posteriorment, aquests valors es van resumir mitjançant estadístics descriptius adequats a la distribució de cada variable per a l'anàlisi estadística posterior.

Les dades espaciotemporals registrades simultàniament mitjançant el sistema OptoGait® es van utilitzar per verificar el compliment de les condicions experimentals de velocitat i cadència i per caracteritzar el patró de marxa associat a cada condició, assegurant la coherència entre els esdeveniments temporals del cicle de marxa i les variables cinètiques analitzades.

Un cop extretes, totes les dades es van exportar a Microsoft Excel® per a la seva organització estructurada, verificació de consistència interna i detecció preliminar de possibles valors aberrants. Posteriorment, la base de dades definitiva es va importar al programari estadístic per a l'anàlisi inferencial, mantenint la traçabilitat completa del flux de processament des dels registres bruts fins a les variables finals analitzades.

4.7.2 Criteris de qualitat del registre i control de la variabilitat

Per garantir la fiabilitat de les dades analitzades i reforçar la validesa interna dels resultats, es va establir un protocol estricte de control de qualitat basat en l'estabilitat intra-condició dels registres i en la consistència del patró locomotor durant la marxa en tapís rodant. El principal indicador de qualitat del registre va

ser el CV dels valors de PPP, calculat a partir dels passos vàlids de cada participant dins de cada condició experimental.

El CV, definit com la relació entre la desviació estàndard i la mitjana expressada en percentatge, constitueix una mesura adimensional de la variabilitat relativa àmpliament utilitzada en estudis biomecànics de la marxa i d'anàlisi de pressió plantar per quantificar la consistència del senyal mecànic i l'estabilitat del patró locomotor. Valors baixos de CV s'associen a una marxa estable i reproductible, mentre que valors elevats poden indicar inestabilitat del patró, adaptacions transitòries o errors de mesura [12,17].

En el present estudi es va establir un llindar conservador de CV < 5% amb l'objectiu d'assegurar una elevada estabilitat intra-condició i minimitzar la influència de la variabilitat entre les passes sobre els resultats finals, d'acord amb la naturalesa intra-subjecte del disseny experimental i amb l'ús de mesures repetides. El càlcul del CV es va realitzar principalment a partir dels valors de PPP per regió de l'avantpeu, atès que aquesta variable constitueix l'indicador mecànic principal de càrrega plantar analitzat en el present treball.

Quan una condició experimental no complia el criteri establert, es revisaven els registres per identificar possibles irregularitats del senyal o segments no estacionaris, repetint l'adquisició quan era necessari fins obtenir registres estables i consistents. En conjunt, l'aplicació d'aquests criteris estrictes de qualitat i estabilitat permet garantir una elevada consistència intra-subjecte i reforçar la validesa interna dels registres biomecànics, assegurant que les diferències observades entre condicions reflecteixin adaptacions mecàniques reals associades a la modulació de la cadència i no artefactes derivats del procés de mesura o de la variabilitat entre les passes.

4.7.3 Anàlisi estadística

L'anàlisi estadística es va dur a terme mitjançant el programari PASW Statistics® (IBM Corp., Armonk, NY, EUA), seguint un enfocament coherent amb el disseny intra-subjecte amb mesures repetides. Les variables quantitatives es van

descriure mitjançant estadístics descriptius adequats a la seva distribució. Les variables espaciotemporals es van expressar com a mitjana i desviació estàndard, mentre que les variables de pressió plantar es van resumir mitjançant mediana i quartils (Q1–Q3), atesa la distribució asimètrica observada en la majoria d'aquestes variables.

Abans de l'anàlisi inferencial, es va avaluar la distribució de les dades mitjançant les proves de normalitat de Kolmogorov-Smirnov i Shapiro-Wilk, així com mitjançant la inspecció gràfica de les distribucions. El nivell de significació estadística es va establir en $p < 0,05$.

4.7.3.1 Anàlisi de les variables espaciotemporals (OptoGait®)

Les variables espaciotemporals de la marxa (temps de pas, temps de suport, temps d'oscil·lació, durada del cicle de la marxa, longitud del pas, longitud de la gambada i cadència real) van mostrar una distribució aproximadament normal. Atès que tots els participants van ser avaluats en les tres condicions experimentals, es va aplicar una ANOVA de mesures repetides per analitzar les diferències entre condicions de cadència.

Quan es van detectar diferències estadísticament significatives, es van realitzar comparacions post-hoc aparellades amb ajust per comparacions múltiples, amb la finalitat de controlar l'error de tipus I i identificar diferències específiques entre condicions. Els resultats es van expressar mitjançant mitjanes marginals estimades i intervals de confiança al 95%, facilitant la interpretació de les adaptacions espaciotemporals associades a la modulació de la cadència.

4.7.3.2 Anàlisi de les variables de pressió plantar (F-Scan®)

Les variables de pressió plantar van incloure el PPP i l'AUC del PPP, analitzades de manera específica per a les diferents regions funcionals de l'avantpeu i per a cada condició experimental de cadència.

Les proves de normalitat van indicar que la majoria de les variables de pressió plantar no seguien una distribució normal; en conseqüència, es van utilitzar

procediments estadístics no paramètrics per a mesures repetides. Les diferències globals entre les tres condicions de cadència es van avaluar mitjançant el test de Friedman. Quan es va observar un efecte global significatiu, es van realitzar comparacions post-hoc aparellades mitjançant el test de rangs signats de Wilcoxon, prenent com a condició de referència la cadència de 110 passos·min^{-1}.

Aquest enfocament permet analitzar de manera robusta tant la magnitud del PPP com la seva distribució temporal al llarg de la fase de suport associada a la modulació de la cadència, sense assumir normalitat de les dades i mantenint la coherència amb la naturalesa biomecànica i asimètrica de les variables de pressions plantars.

4.7.4 Coherència amb l'anàlisi estadística de l'article científic derivat

L'anàlisi estadística desenvolupada en la present tesi doctoral és metodològicament coherent amb la realitzada en l'article científic derivat del mateix conjunt de dades [57], en què el processament es va implementar mitjançant entorns de programació estadística basats en Python®. Ambdós enfocaments parteixen de les mateixes dades originals, utilitzen criteris idèntics de selecció i validació dels registres i responen a les mateixes hipòtesis experimentals relatives a l'efecte de la modulació de la cadència sobre la càrrega plantar i els paràmetres espaciotemporals de la marxa.

En ambdós treballs, les variables espaciotemporals amb distribució aproximadament normal es van analitzar mitjançant models per a mesures repetides, mentre que les variables de pressió plantar, caracteritzades per distribucions asimètriques, es van analitzar mitjançant procediments estadístics no paramètrics per a dades aparellades. L'anàlisi programàtica de l'article incorpora addicionalment mesures d'efecte i correccions per comparacions múltiples, reforçant la robustesa estadística dels resultats sense introduir divergències conceptuals respecte a l'anàlisi presentada en la tesi.

Cal assenyalar, però, que el tractament de les dades de pressió plantar presentat en la present tesi doctoral amplia parcialment el processament utilitzat en l'article

científic derivat. En l'article, amb l'objectiu d'adaptar-se als requeriments editorials i simplificar la presentació dels resultats, les variables de pressió plantar es van resumir principalment mitjançant estadístics robustos basats en la mediana i els quartils (Q1–Q3), i es va utilitzar el paràmetre PTI expressat en kPa·s com a indicador de càrrega acumulada.

En canvi, en el context de la present tesi doctoral s'ha realitzat un tractament més detallat del comportament temporal del PPP al llarg de la fase de suport, mitjançant la normalització temporal del cicle de suport i el càlcul de l'AUC del PPP, expressada en kPa·%. Aquest enfocament permet analitzar amb major resolució la redistribució temporal de la càrrega plantar entre les diferents UAF de l'avantpeu sota les diferents condicions experimentals de cadència.

Així, tot i que ambdós treballs parteixen del mateix conjunt de dades experimentals i responen a les mateixes hipòtesis biomecàniques, la present tesi incorpora un nivell d'anàlisi més ampli i detallat, coherent amb els objectius específics del treball doctoral.

En el context específic d'una tesi doctoral, s'ha prioritzat la presentació de l'anàlisi mitjançant un entorn estadístic estandarditzat i àmpliament acceptat en recerca biomèdica, garantint la claredat metodològica, la traçabilitat del procés analític i la plena coherència entre el marc experimental, el tractament de les dades i la interpretació dels resultats.

4.8 Consideracions metodològiques

L'ús combinat d'un sistema cinemàtic extern basat en detecció fotoelèctrica (OptoGait®) i d'un sistema cinètic intrínsec de pressió plantar dins del calçat (F-Scan Mobile®) permet una avaluació integrada, objectiva i no invasiva de la marxa humana. Aquesta aproximació metodològica facilita el registre simultani de paràmetres espaciotemporals i de la distribució de càrregues plantars durant el mateix cicle locomotor, minimitzant la interferència amb el patró de marxa natural del participant i assegurant una elevada validesa ecològica en condicions funcionals controlades.

La combinació d'aquests dos sistemes proporciona una visió complementària del comportament biomecànic de la marxa, en integrar informació temporal precisa sobre els esdeveniments del cicle amb dades cinètiques directes de la interacció peu-terra. Aquest enfocament resulta especialment adequat per a l'anàlisi de la càrrega plantar en relació amb variables temporals com la cadència, objectiu central del present treball doctoral.

Tot i aquests avantatges, cal considerar una sèrie de limitacions metodològiques inherents tant al disseny experimental com als sistemes utilitzats, que han de ser tingudes en compte en la interpretació dels resultats.

En primer lloc, l'ús d'un tapís rodant a velocitat constant, tot i facilitar la reproductibilitat de les condicions experimentals i el control de variables clau, pot introduir diferències respecte a la marxa sobre el terra, especialment pel que fa a la dinàmica de les forces de reacció, la percepció del moviment i l'absència de desplaçament visual de l'entorn. La literatura descriu que aquestes diferències són més evidents durant les primeres fases d'adaptació, però tendeixen a reduir-se de manera significativa un cop superat el període d'aclimatació. En el present estudi, aquesta possible font de biaix es va minimitzar mitjançant un període d'adaptació previ suficient i l'anàlisi comparativa intra-subjecte entre condicions, si bé no es pot descartar completament una influència residual sobre el patró de marxa.

En segon lloc, els sistemes de pressió plantar dins del calçat, com el F-Scan Mobile®, presenten limitacions relacionades amb la resolució espacial i la sensibilitat dels sensors, especialment en comparació amb plataformes fixes de forces. A més, factors com el desgast progressiu dels sensors, la calibració basada en la massa corporal del participant i la interacció amb el calçat poden influir en la magnitud absoluta dels valors de pressió mesurats. Tanmateix, aquestes limitacions es veuen parcialment compensades pel fet que l'anàlisi del present estudi se centra en comparacions intra-subjecte i entre condicions

estandarditzades, reduint l'impacte de possibles errors sistemàtics en els valors absoluts i reforçant la interpretació de les diferències relatives.

Pel que fa al sistema OptoGait®, tot i la seva elevada resolució temporal i la validació prèvia com a eina fiable per a l'anàlisi espaciotemporal de la marxa, cal assenyalar que es tracta d'un sistema que infereix els esdeveniments del cicle de la marxa a partir de la interrupció del feix òptic. En conseqüència, no proporciona informació directa sobre la cinemàtica tridimensional ni sobre els moments articulars, fet que limita la interpretació dels resultats als paràmetres temporals i espacials mesurats. Aquesta limitació és coherent amb els objectius del present treball, centrats principalment en la relació entre cadència i càrrega plantar, però restringeix l'anàlisi d'altres components biomecànics més complexos.

Una altra limitació potencial deriva del control extern de la cadència mitjançant un metrònom acústic. Tot i que aquest mètode és àmpliament utilitzat en recerca per modular la cadència de manera precisa i reproductible, pot induir una certa càrrega cognitiva addicional o una adaptació conscient del patró de marxa. En el present estudi, aquest efecte es va minimitzar mitjançant una fase de familiarització prèvia, l'ús de *feedback* visual complementari i el contrabalançament de l'ordre de les condicions experimentals.

Finalment, el disseny experimental es basa en un nombre limitat de condicions de cadència i en una velocitat de marxa fixa, fet que pot restringir la generalització dels resultats a altres velocitats o contextos funcionals. Aquesta decisió metodològica respon, però, a la necessitat d'aïllar l'efecte específic de la cadència sobre la distribució de pressions plantars, evitant la interdependència coneguda entre velocitat, longitud del pas i cadència, i permet una interpretació més clara de les adaptacions biomecàniques observades.

En conjunt, tot i les limitacions descrites, el protocol metodològic adoptat presenta un equilibri entre control experimental i validesa ecològica, i proporciona una base coherent per a l'anàlisi de les relacions entre els paràmetres temporals de la marxa i la càrrega plantar. Aquestes consideracions metodològiques han estat

tingudes en compte tant en la interpretació dels resultats com en la discussió final del treball doctoral, reforçant la solidesa i la credibilitat de les conclusions obtingudes.

El capítol metodològic precedent ha definit de manera detallada el disseny experimental, els sistemes d'instrumentació utilitzats i els procediments de recollida i processament de dades emprats per a l'anàlisi de la marxa humana. L'aplicació d'un protocol estandarditzat, amb control precís de la velocitat i la cadència de marxa, així com l'ús combinat de sistemes cinemàtics i cinètics validats, permet garantir la fiabilitat i la validesa de les dades obtingudes (Figura 4.19).

A partir d'aquest marc metodològic, el capítol següent presenta els resultats derivats de l'anàlisi dels paràmetres espaciotemporals de la marxa i de la distribució de pressions plantars sota les diferents condicions de cadència. Els resultats s'exposen de manera estructurada, posant especial èmfasi en les diferències entre condicions experimentals i en les relacions entre les variables temporals i mecàniques analitzades.

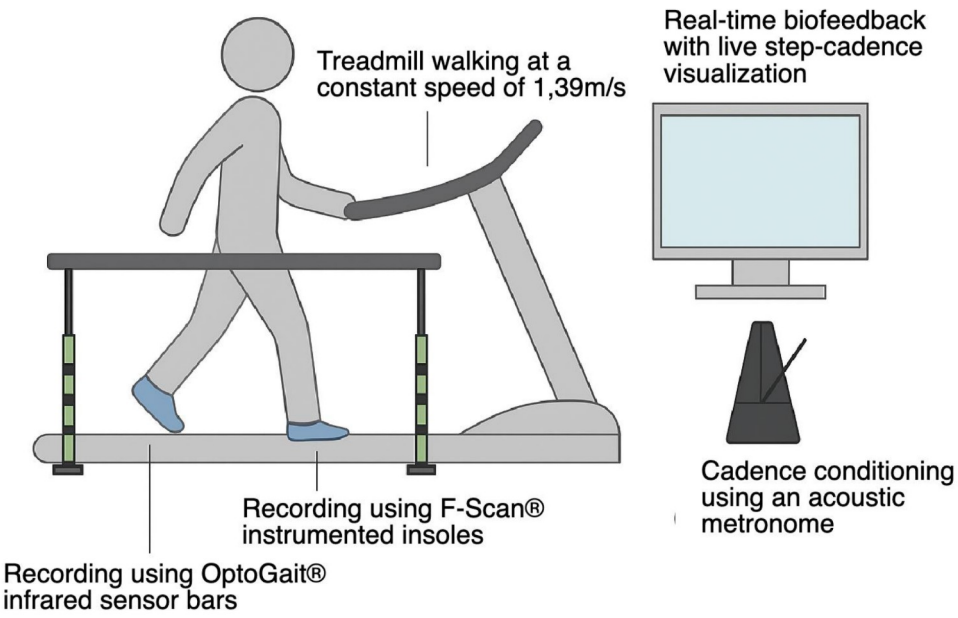


Figura 4.19. Muntatge experimental utilitzat per a l'estudi de la modulació de la cadència durant la marxa en cinta ergomètrica. Els participants caminaven a una velocitat constant d'1,39 m/s, amb la cadència controlada mitjançant un metrònom acústic i *biofeedback* visual en temps real. Les variables espai-temporals es van registrar amb el sistema OptoGait®, i la distribució de pressions plantars es va mesurar mitjançant plantilles instrumentades F-Scan®. Reproduït de Lluch et al (2026), Journal of Functional Morphology and Kinesiology, 11, 53, sota llicència Creative Commons CC BY.

5. Resultats

En aquest capítol es presenten els principals resultats derivats de l'anàlisi dels paràmetres espaciotemporals de la marxa i de la distribució de les pressions plantars, d'acord amb els objectius plantejats en el present treball doctoral. Els resultats detallats corresponents a l'anàlisi experimental principal es descriuen a l'article científic derivat d'aquest estudi [56], inclòs en l'annex de la present tesi doctoral.

Amb l'objectiu de facilitar una visió integrada dels resultats, en aquest capítol es presenta una síntesi estructurada dels principals resultats obtinguts, posant especial èmfasi en la interpretació biomecànica de les adaptacions observades entre les diferents condicions experimentals de cadència (110, 120 i 130 passos·min^{-1}). Aquesta aproximació permet analitzar no només l'existència de diferències estadísticament significatives, sinó també la seva direccionalitat i rellevància funcional en el context de la modulació de la cadència de marxa a velocitat constant.

L'exposició dels resultats s'ha estructurat en diversos apartats. En primer lloc, es descriuen les característiques de la mostra. Posteriorment, es presenten els resultats corresponents a les variables de pressió plantar analitzades a les diferents UAF de l'avantpeu i els paràmetres espaciotemporals de la marxa.

5.1 Característiques de la mostra

La mostra analitzada va estar formada per 52 participants adults. L'edat mitjana va ser de 38,0 ± 9,4 anys, amb una mediana de 36,0 anys. Pel que fa al sexe, 26 participants (50%) eren homes i 26 (50%) dones.

El pes corporal mitjà va ser de 71,7 ± 14,2 kg, amb una talla mitjana de 172 ± 9,3 cm. L'IMC mitjà va ser de 24,0 ± 3,1 kg/m², situant la major part de la mostra dins de rangs de normopès (59,6%), seguida de sobrepès (30,8%). Només un 3,8% dels participants presentava criteris d'obesitat, mentre que un 5,8% es trobava en situació de baix pes.

Pel que fa a la talla del calçat, la distribució va mostrar una major concentració entre les talles 41 i 45, amb una representació menor de talles extremes. Les característiques sociodemogràfiques i antropomètriques completes de la mostra es mostren a la Taula 5.1.

Taula 5.1. Característiques sociodemogràfiques i antropomètriques de la mostra (N = 52)

Variable	Valor
Edat (anys)	38,0 ± 9,4
	Mitjana: 36,0 32,8-41,2
Sexe, n (%)	
Homes	26 (50%)
Dones	26 (50%)
Pes (kg)	71,7 ± 14,2
	Mitjana: 72,0 60,0-80,9
Talla (cm)	172 ± 9,3
	Mitjana: 172 165-180
Índex de massa corporal (kg/m²)	24,0 ± 3,1
	Mitjana: 24,1 22,0–26,0
Classificació IMC, n (%)	
Baix pes	3 (5,8%)
Normopès	31 (59,6%)
Sobrepès	16 (30,8%)
Obesitat	2 (3,8%)

Nota: Les variables contínues es presenten com a mitjana ± desviació estàndard i mitjana [Q1-Q3]. Les variables categòriques es presenten com a freqüència absoluta i percentatge sobre el total de la mostra.

5.2 Resultats de la pressió plantar (F-Scan®)

5.2.1 Peu dret

5.2.1.1 Primer dit

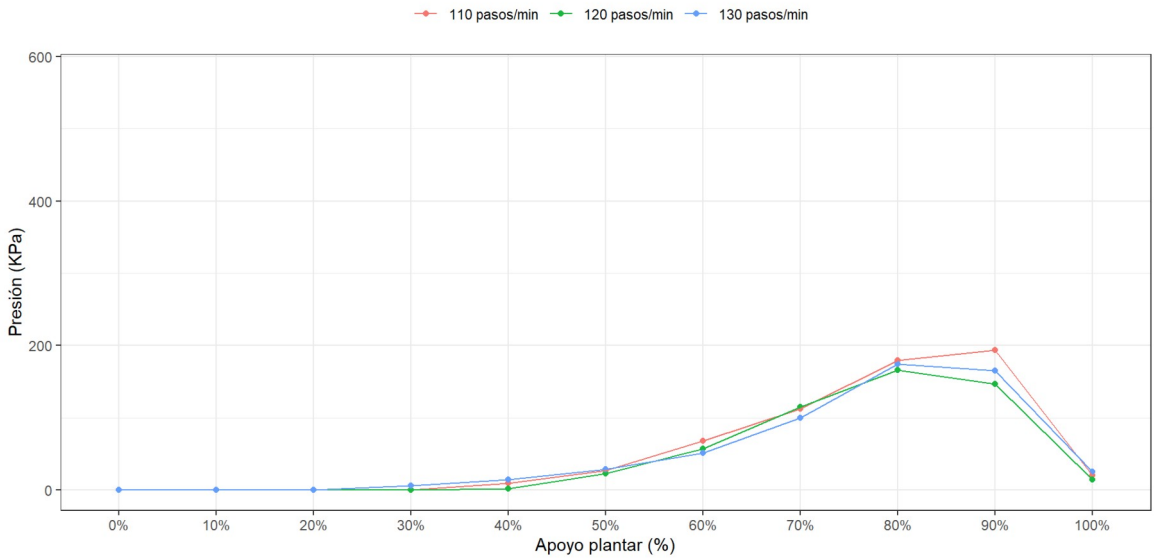
5.2.1.1.1 Anàlisi global

L'evolució del PPP al primer dit del peu dret al llarg del percentatge de suport mostra un patró globalment similar entre les tres condicions de cadència analitzades, amb diferències modestes en la magnitud de la pressió segons la freqüència de pas (Figura 4.2).

Quantitativament, l' AUC del PPP presenta una mediana de 6861,05 [2662,54-11060,23] a la condició de 110 passos·min^{-1}, 5978,87 [2230,00-10222,45] a 120 passos·min^{-1} i 6282,74 [2040,13-12515,43] a 130 passos·min^{-1} (Taula 5.2).

Les comparacions respecte la condició basal (110 passos·min^{-1}) no van mostrar diferències estadísticament significatives en l'AUC ni a la condició de 120 passos·min^{-1} (p = 0,132) ni a la de 130 passos·min^{-1} (p = 0,162).

Figura 5.2. Evolució de la mediana del PPP al primer dit del peu dret al llarg del percentatge de suport (0-100%) segons la condició de cadència (110, 120 i 130 passos·min^{-1}).



Taula 5.2. AUC del PPP al primer dit del peu dret segons la cadència de marxa (N = 52).

Condició	AUC (mediana [Q1–Q3])	*p* vs 110
110 passos·min^{-1}	6861,05 2662,54–11060,23	–
120 passos·min^{-1}	5978,87 2230,00–10222,45	0,132
130 passos·min^{-1}	6282,74 2040,13–12515,43	0,162

Nota. Els valors s'expressen com a mediana [Q1–Q3]. Les comparacions estadístiques es realitzen respecte la condició basal de 110 passos·min^{-1}

5.2.1.1.2 Anàlisi estratificada de la pressió plantar

Aquest apartat presenta una anàlisi estratificada dels resultats de pressió plantar en funció de variables antropomètriques i sociodemogràfiques, concretament sexe, pes corporal i IMC. Per evitar redundàncies i mantenir la coherència amb l'anàlisi principal, l'estratificació s'ha il·lustrat prenent com a regió representativa el primer dit, atesa la seva rellevància funcional en la fase terminal de suport i propulsió.

Les figures mostren l'evolució de la mediana del PPP al llarg del percentatge de suport (0-100%), mentre que les taules associen els valors de l'AUC per condició.

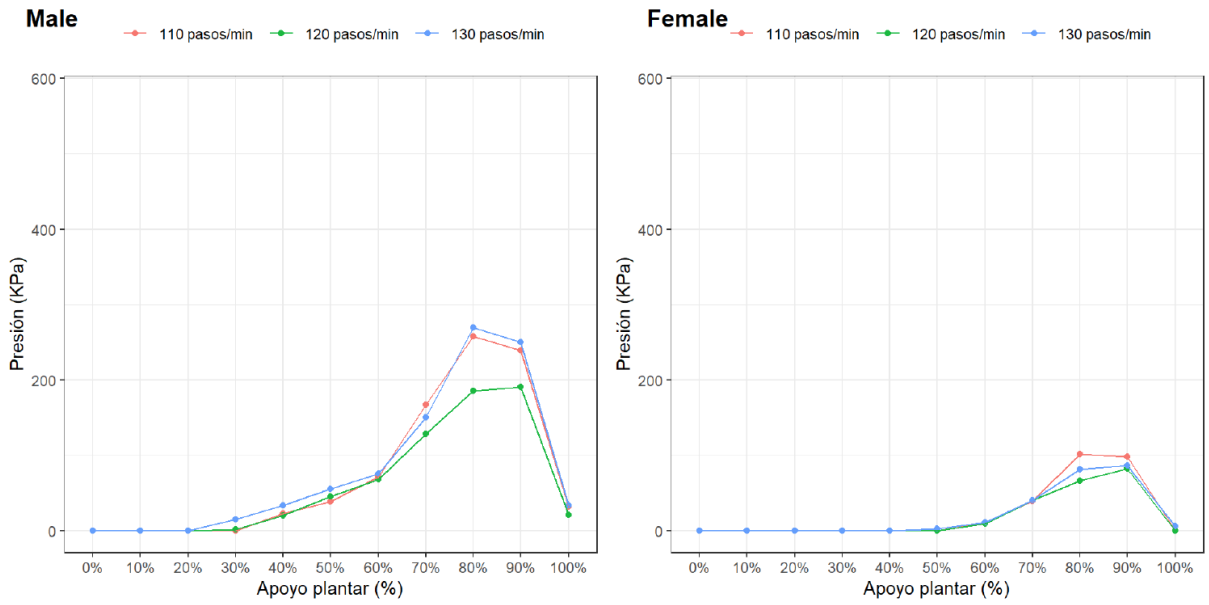
Estratificació per sexe

La Figura 5.3 mostra l'evolució de la mediana del PPP al primer dit segons les tres condicions de cadència, estratificant els resultats per sexe.

En el grup masculí, l'AUC del PPP va presentar una mediana de 8984,62 [5948,21-14409,50] a 110 passos·min^{-1}, 6940,80 [3876,88-11084,36] a 120 passos·min^{-1} i 8976,98 [4284,63–14143,96] a 130 passos·min^{-1} (Taula 5.3). Les comparacions respecte la condició basal no van mostrar diferències estadísticament significatives ($p = 0,133$ i $p = 0,202$, respectivament).

En el grup femení, l'AUC va ser de 3448,04 [160,88-6599,92] a 110 passos·min^{-1}, 2181,83 [254,98–7525,85] a 120 passos·min^{-1} i 2464,12 [222,50-7725,13] a 130 passos·min^{-1}, sense diferències estadísticament significatives respecte la condició basal ($p = 0,660$ i $p = 0,897$, respectivament).

Figura 5.3. Evolució de la mediana del PPP al primer dit al llarg del percentatge de suport (0–100%) segons la cadència (110, 120 i 130 passos·min^{-1}) i el sexe.



Taula 5.3. AUC del PPP al primer dit segons la cadència, estratificada per sexe.

Condició	Homes: AUC (mediana [Q1–Q3])	*p* vs 110	Dones: AUC (mediana [Q1–Q3])	*p* vs 110
110 passos·min^{-1}	8984,62 5948,21–14409,50	–	3448,04 160,88–6599,92	–
120 passos·min^{-1}	6940,80 3876,88–11084,36	0,133	2181,83 254,98–7525,85	0,660
130 passos·min^{-1}	8976,98 4284,63–14143,96	0,202	2464,12 222,50–7725,13	0,897

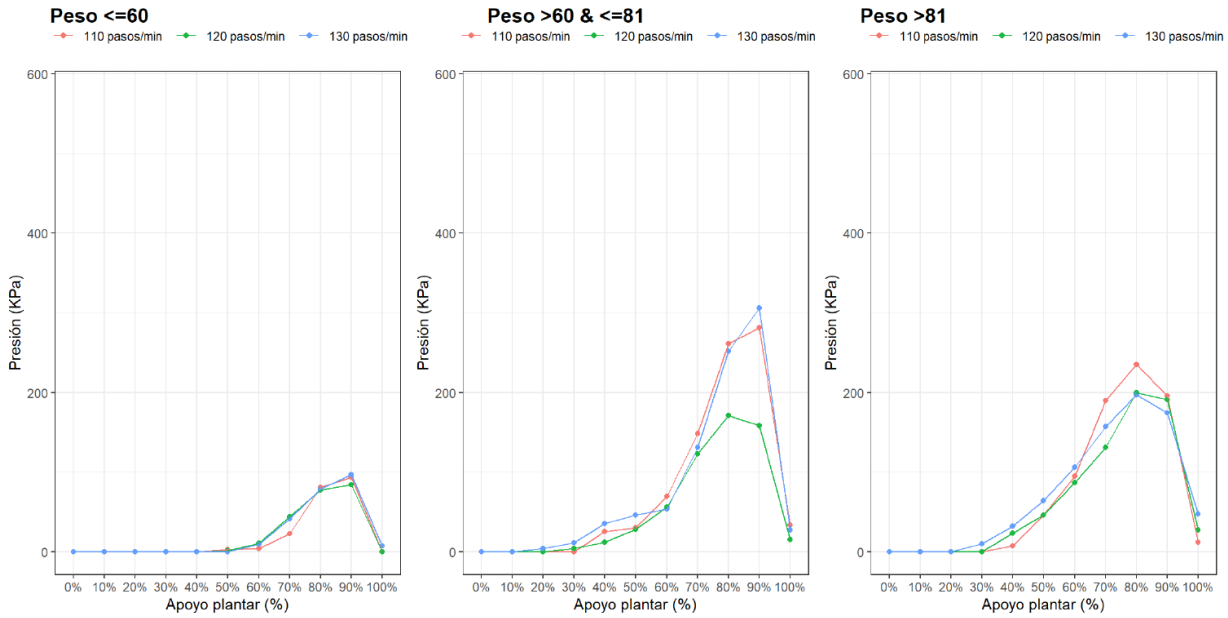
Nota. Els valors s'expressen com a mediana [Q1–Q3]. Les comparacions estadístiques es realitzen respecte la condició basal (110 passos·min^{-1}) dins de cada estrat.

Estratificació per pes corporal

A la condició de 110 passos·min^{-1}, l'AUC va ser de 2467,22 [865,15–5342,91] en el grup ≤60 kg, 9204,58 [4123,11–15422,18] en el grup >60–≤81 kg i 7505,82 [5873,31–11909,13] en el grup >81 kg (Taula 5.4). En comparació amb la condició basal, a 120 passos·min^{-1} l'AUC va ser de 2526,83 [1129,95–4989,18] (p = 1,000) en el grup ≤60 kg, 6940,80 [2387,02–10162,89] (p = 0,060) en el grup >60–≤81 kg

i 6610,50 [5519,59–12318,51] (p = 0,893) en >81kg. A 130 passos·min^{-1}, els valors van ser de 2464,12 [1112,50–4525,19] (p = 0,505), 8860,22 [3689,03–12781,20] (p = 0,194) i 7537,08 [2272,16–14460,17] (p = 0,787), respectivament (Taula 5.4).

Figura 5.4. presenta l'evolució de la mediana del PPP al primer dit del peu dret segons la condició de cadència i els estrats de pes corporal (≤60 kg; >60 i ≤81 kg; >81 kg).



Taula 5.4. AUC del PPP al primer dit segons la cadència, estratificada per pes corporal.

Condició	≤60 kg: AUC (mediana [Q1–Q3])	*p* vs 110	>60–≤81 kg: AUC (mediana [Q1–Q3])	*p* vs 110	>81 kg: AUC (mediana [Q1–Q3])	*p* vs 110
110 passos·min^{-1}	2467,22 [865,15-5342,91]	–	9204,58 [4123,11-15422,18]	–	7505,82 [5873,31-11909,13]	–
120 passos·min^{-1}	2526,83 [1129,95-4989,18]	1,000	6940,80 [2387,02-10162,89]	0,060	6610,50 [5519,59-12318,51]	0,893
130 passos·min^{-1}	2464,12 [1112,50-4525,19]	0,505	8860,22 [3689,03-12781,20]	0,194	7537,08 [2272,16-14460,17]	0,787

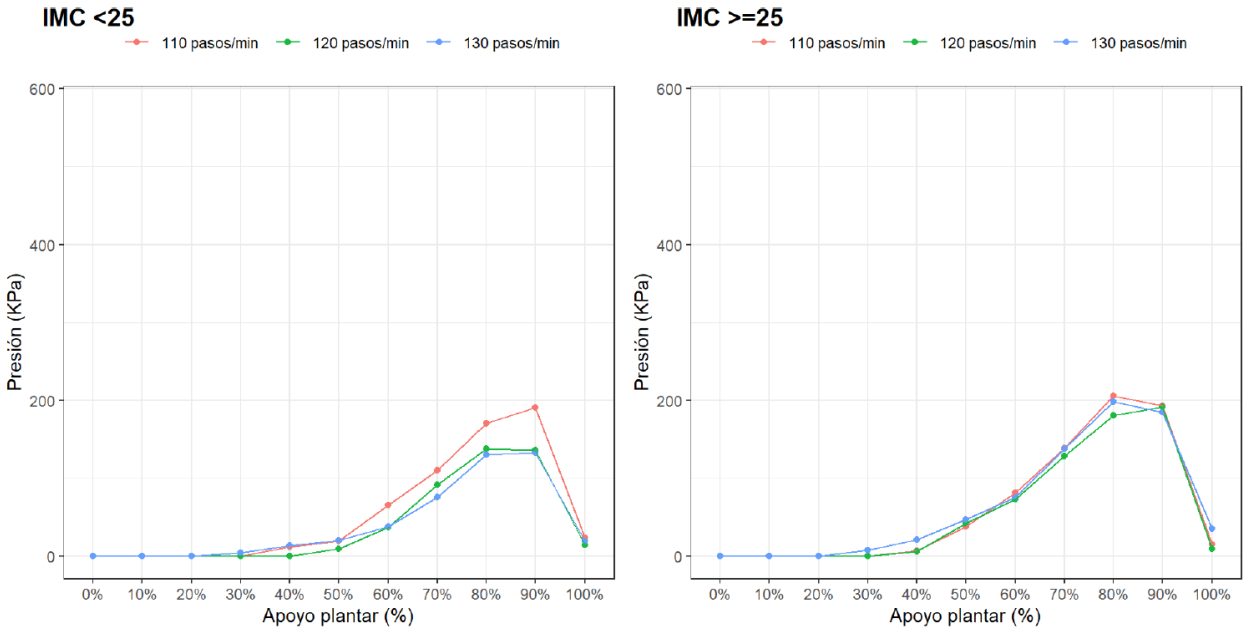
Nota: valors expressats com a mediana [Q1–Q3]. Comparacions respecte 110 passos·min^{-1} dins de cada estrat.

Estratificació per índex de massa corporal

La Figura 5.5 mostra l'evolució de la mediana del PPP al primer dit segons cadència i estrats d'IMC (<25 vs ≥25 kg/m²). A la condició de 110 passos·min^{-1}, l'AUC va ser de 6861,05 3411,24–10331,66 en el grup IMC <25 i 6712,68 2300,85–11694,62 en el grup IMC ≥25 (Taula 5.5).

A 120 passos·min^{-1}, l'AUC va ser de 5173,67 2130,00–8842,64 en el grup IMC <25 (p = 0,119) i 6465,05 2942,84–10467,84 en el grup IMC ≥25 (p = 0,932). A 130 passos·min^{-1}, l'AUC va ser de 5254,54 2036,82–10565,35 (p = 0,070) en el grup IMC <25 i 7772,22 2494,12–13823,07 (p = 0,798) en el grup IMC ≥25 (Taula 5.5).

Figura 5.5. mostra l'evolució de la mediana del PPP al primer dit del peu dret segons la cadència i els estrats d'IMC (<25 vs ≥25 kg/m²).



Taula 5.5. AUC del PPP al primer dit del peu dret segons la cadència, estratificada per IMC.

Condició	IMC <25: AUC (mediana [Q1–Q3])	*p* vs 110	IMC ≥25: AUC (mediana [Q1–Q3])	*p* vs 110
110 passos·min^{-1}	6861,05 [3411,24–10331,66]	–	6712,68 [2300,85–11694,62]	–
120 passos·min^{-1}	5173,67 [2130,00–8842,64]	0,119	6465,05 [2942,84–10467,84]	0,932
130 passos·min^{-1}	5254,54 [2036,82–10565,35]	0,070	7772,22 [2494,12–13823,07]	0,798

Nota: valors expressats com a mediana [Q1–Q3]. Comparacions respecte 110 passos·min^{-1} dins de cada estrat.

De manera global, l'anàlisi estratificada per sexe, pes corporal i IMC mostra diferències en els valors absoluts de l' AUC del PPP al primer dit del peu dret, amb valors generalment superiors en els participants de sexe masculí, amb major pes corporal o amb IMC ≥25 kg/m².

No obstant això, en tots els estrats analitzats, les comparacions entre condicions de cadència no van mostrar diferències estadísticament significatives respecte la condició basal de 110 passos·min^{-1}. Aquest resultat indica que l'efecte de la cadència sobre la pressió plantar observat en l'anàlisi principal es manté consistent entre subgrups, sense evidenciar modificacions substancials atribuïbles a les variables antropomètriques analitzades.

5.2.1.2 Dits menors

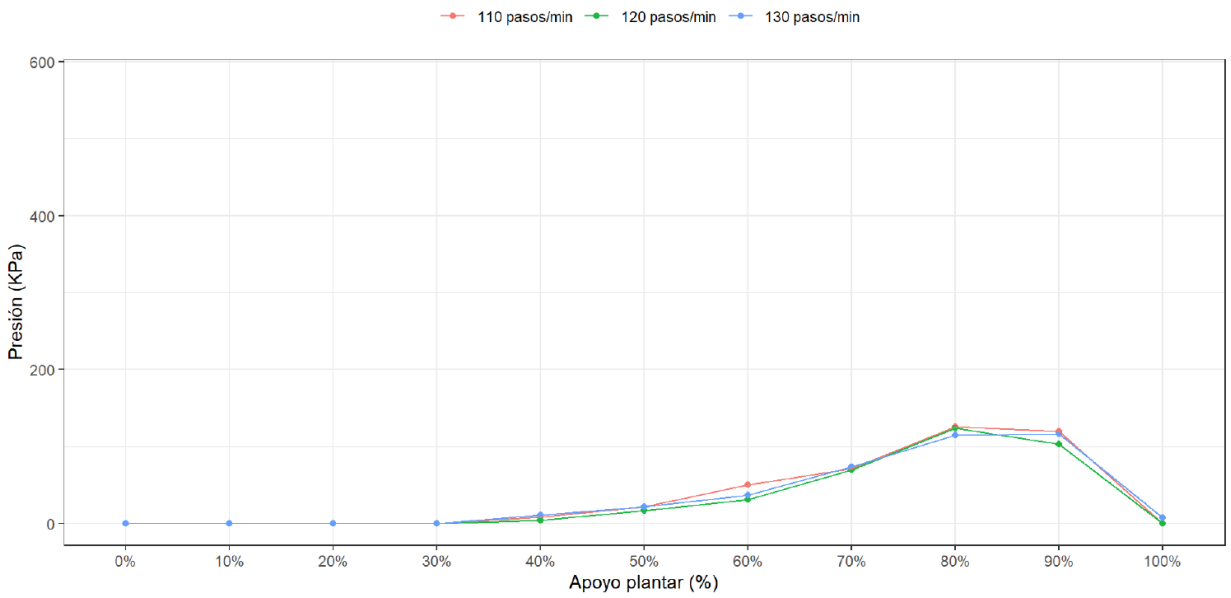
5.2.1.2.1 Anàlisi global

L'evolució del PPP als dits menors del peu dret al llarg del percentatge de suport (0–100%) mostra un patró temporal similar entre les tres condicions de cadència analitzades (110, 120 i 130 passos·min^{-1}), amb variacions en la magnitud dels valors segons la freqüència de pas (Figura 5.6).

A nivell quantitatiu, l' AUC del PPP va presentar una mediana de 4282,59 [1919,70–7643,11] a la condició de 110 passos·min^{-1}, 3771,93 [1267,47–7311,16] a 120 passos·min^{-1} i 4326,10 [1616,52–8970,35] a 130 passos·min^{-1} (Taula 5.6).

En la comparació respecte a la condició basal (110 passos·min^{-1}), es va observar una diferència estadísticament significativa a la condició de 120 passos·min^{-1} (p = 0,036), mentre que la comparació amb la condició de 130 passos·min^{-1} no va mostrar diferències estadísticament significatives (p = 0,149).

Figura 5.6. Evolució de la mediana del PPP als dits menors del peu dret al llarg del percentatge de suport segons la cadència.



Evolució de la mediana del PPP (kPa) als dits menors del peu dret al llarg del percentatge de suport del cicle de la marxa (0–100%) segons la cadència (110, 120 i 130 passos·min^{-1}), obtinguda amb el sistema F-Scan Mobile® (N = 52). La comparació quantitativa entre condicions es resumeix mitjançant l' AUC (Taula 5.6).

Taula 5.6. AUC del PPP als dits menors del peu dret segons la cadència (N = 52)

Condició de cadència	AUC (mediana [Q1–Q3])	*p* vs. 110 passos·min^{-1}
110 passos·min^{-1}	4282,59 [1919,70–7643,11]	–
120 passos·min^{-1}	3771,93 [1267,47–7311,16]	0,036
130 passos·min^{-1}	4326,10 [1616,52–8970,35]	0,149

Nota. Els valors s'expressen com a mediana [Q1–Q3]. Les comparacions estadístiques es van realitzar mitjançant el test de rangs signats de Wilcoxon per a dades aparellades, prenent com a referència la condició basal de 110 passos·min^{-1}. Es considera significació estadística p < 0,05.

5.2.1.2.2 Anàlisi estratificada

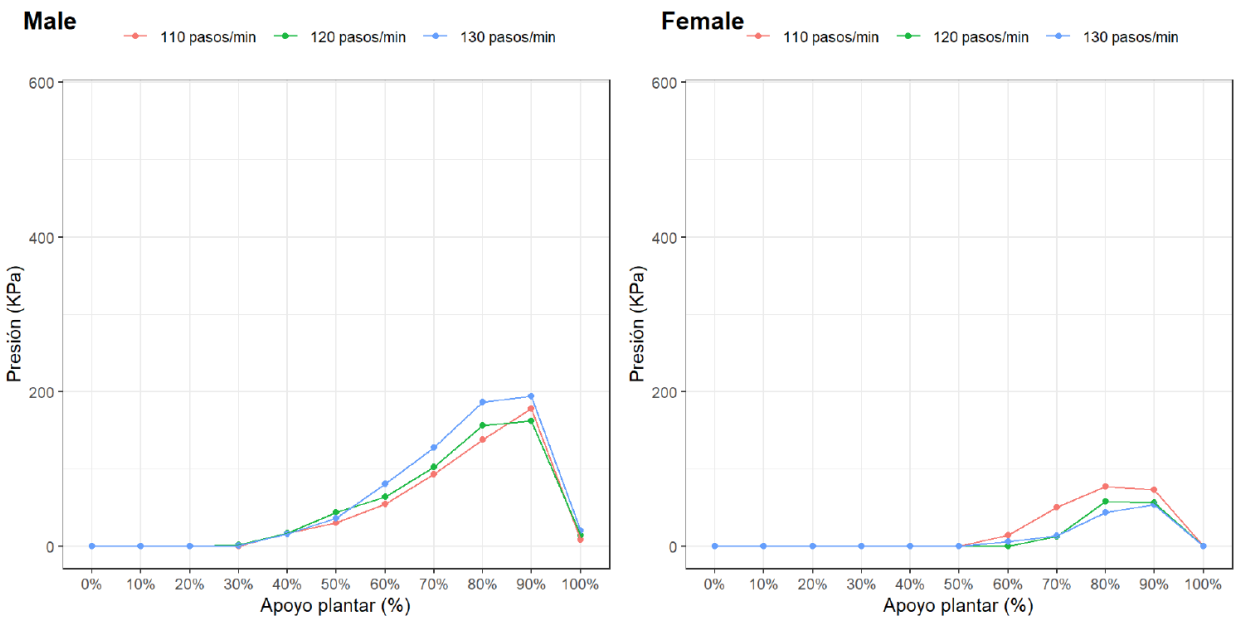
Estratificació per sexe

La Figura 5.7 mostra l'evolució del PPP als dits menors del peu dret segons la cadència, estratificada per sexe.

En el grup masculí, l'AUC va ser de 4659,24 [3398,82–10299,30] a 110 passos·min^{-1}, 5530,21 [3533,12–9222,49] a 120 passos·min^{-1} (p = 0,497) i 6223,69 [3674,15–12033,62] a 130 passos·min^{-1} (p = 0,651).

En el grup femení, l'AUC va ser de 2249,53 [440,00–5503,45] a 110 passos·min^{-1}, 1355,06 [110,00–3559,41] a 120 passos·min^{-1} (p = 0,004) i 1881,81 [93,26–4422,39] a 130 passos·min^{-1} (p = 0,042) (Taula 5.7).

Figura 5.7. Evolució de la mediana del PPP als dits menors segons cadència i sexe.



Evolució de la mediana del PPP (kPa) als dits menors del peu dret al llarg del percentatge de suport (0–100%), estratificada per sexe (homes vs dones), segons la cadència (110, 120 i 130 passos·min^{-1}). La comparació quantitativa dins de cada sexe es resumeix mitjançant l'AUC (Taula 5.7).

Taula 5.7. AUC del PPP als dits menors del peu dret segons la cadència, estratificada per sexe.

Condició de cadència	Homes: AUC (mediana [Q1–Q3])	*p* vs. 110	Dones: AUC (mediana [Q1–Q3])	*p* vs. 110
110 passos·min^{-1}	4659,24 [3398,82–10299,30]	–	2249,53 [440,00–5503,45]	–
120 passos·min^{-1}	5530,21 [3533,12–9222,49]	0,497	1355,06 [110,00–3559,41]	0,004
130 passos·min^{-1}	6223,69 [3674,15–12033,62]	0,651	1881,81 [93,26–4422,39]	0,042

Nota. Valors expressats com a mediana [Q1–Q3]. Les comparacions es van realitzar dins de cada sexe amb el test de Wilcoxon aparellat, prenent com a referència 110 passos·min^{-1}. $p < 0,05$ indica significació estadística.

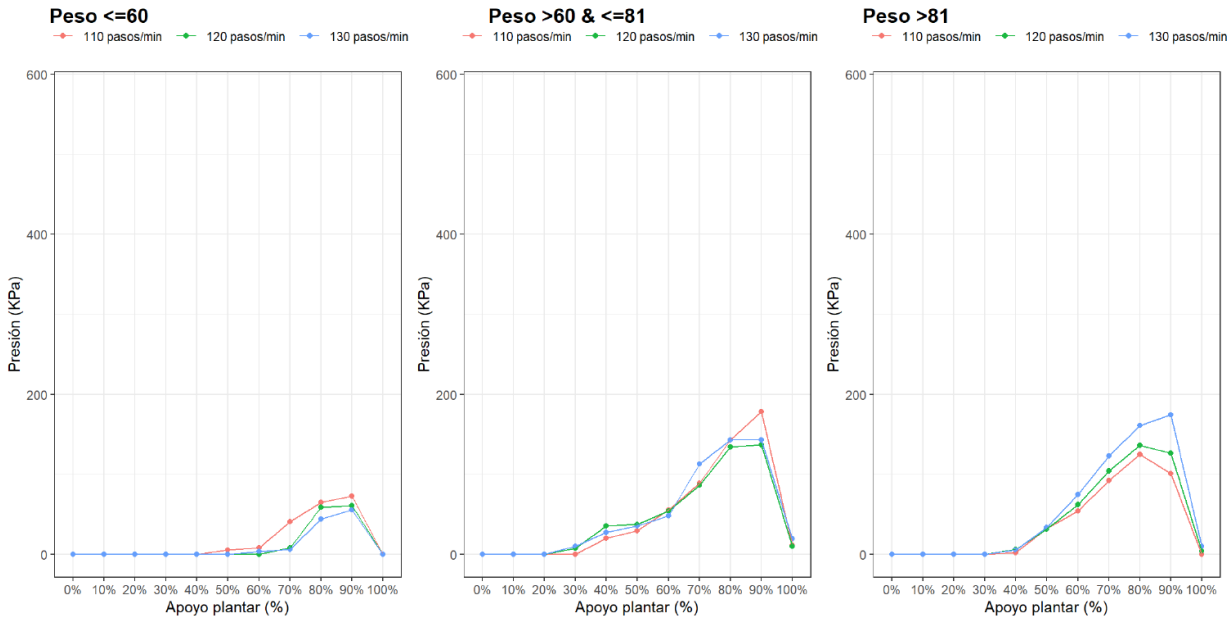
Estratificació per pes corporal

La Figura 5.8 presenta l'evolució de la pressió plantar als dits menors del peu dret segons la cadència i els estrats de pes corporal (≤60 kg; >60–≤81 kg; >81 kg).

A la condició de 110 passos·min^{-1}, l'AUC va ser de 2146,71 [440,00–5196,81] en el grup ≤60 kg, 5082,30 [3398,82–8298,39] en el grup >60–≤81 kg i 4115,17 [2039,10–9362,31] en el grup >81 kg.

Respecte a la condició basal, a 120 passos·min^{-1} es va observar una disminució significativa de l'AUC en el grup ≤60 kg (p = 0,014), mentre que no es van observar diferències estadísticament significatives en els altres estrats (Taula 5.8). A 130 passos·min^{-1}, la reducció va ser significativa novament en el grup ≤60 kg (p = 0,007), sense canvis significatius en els grups de major pes (Taula 5.8).

Figura 5.8. Evolució de la mediana del PPP als dits menors segons cadència i pes corporal.



Evolució de la mediana del PPP (kPa) als dits menors del peu dret al llarg del percentatge de suport (0–100%), estratificada per pes corporal (≤60 kg; >60–≤81 kg; >81 kg), segons la cadència (110, 120 i 130 passos·min^{-1}). La comparació quantitativa dins de cada estrat es resumeix mitjançant l'AUC (Taula 5.8).

Taula 5.8. AUC del PPP als dits menors del peu dret segons la cadència, estratificada per pes corporal (N = 52).

Condició de cadència	≤60 kg: AUC (mediana [Q1–Q3])	*p* vs. 110	>60–≤81 kg: AUC (mediana [Q1–Q3])	*p* vs. 110	>81 kg: AUC (mediana [Q1–Q3])	*p* vs. 110
110 passos·min^{-1}	2146,71 [440,00–5196,81]	–	5082,30 [3398,82–8298,39]	–	4115,17 [2039,10–9362,31]	–
120 passos·min^{-1}	1249,91 [110,00–3250,98]	0,014	4889,26 [3035,58–9222,49]	0,386	5859,78 [1830,00–7459,59]	0,455
130 passos·min^{-1}	1352,10 [97,50–2351,94]	0,007	4855,74 [3984,39–10477,30]	0,420	6356,20 [2120,00–12476,84]	0,455

Nota: Els valors s'expressen com a mediana [primer–tercer quartil]. Les comparacions estadístiques es van realitzar dins de cada estrat de pes mitjançant el test de rangs signats de Wilcoxon per a dades aparellades, prenent com a referència la condició basal (110 passos·min^{-1}). Es considera significació estadística un valor de $p < 0,05$.

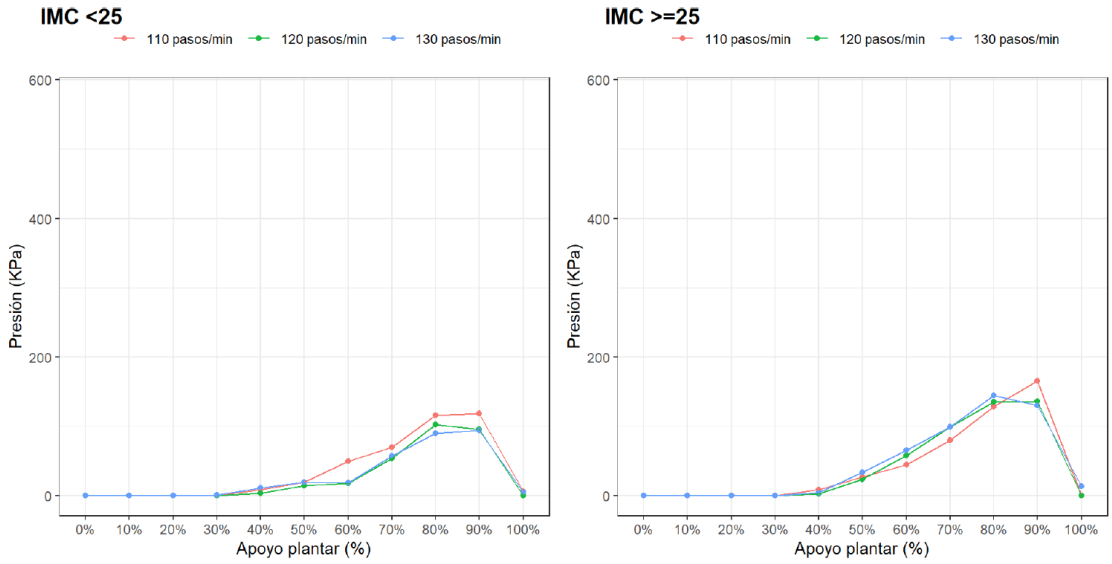
Estratificació per índex de massa corporal

La Figura 5.9 mostra l'evolució del PPP als dits menors del peu dret segons la cadència, diferenciant els participants amb IMC <25 kg/m² i IMC ≥25 kg/m².

A la condició de 110 passos·min^{-1}, l'AUC va ser de 4694,21 [1650,87–7286,40] en el grup IMC <25 i 4087,59 [2197,83–8286,24] en el grup IMC ≥25.

A 120 passos·min^{-1} no es van observar diferències estadísticament significatives respecte a la condició basal en cap dels dos grups. A 130 passos·min^{-1}, el grup amb IMC <25 va mostrar una diferència significativa respecte a 110 passos·min^{-1} ($p = 0,012$), mentre que en el grup amb IMC ≥25 no es van observar diferències significatives ($p = 0,289$) (Taula 5.9).

Figura 5.9. Evolució de la mediana del PPP als dits menors segons cadència i IMC.



Evolució de la mediana del PPP (kPa) als dits menors del peu dret al llarg del percentatge de suport (0–100%), estratificada per IMC (IMC <25 kg/m² i IMC ≥25 kg/m²), segons la cadència (110, 120 i 130 passos·min^{-1}). La comparació quantitativa dins de cada estrat es resumeix mitjançant l'AUC (Taula 5.9).

Taula 5.9. AUC del PPP als dits menors del peu dret segons la cadència, estratificada per IMC (N = 52).

Condició de cadència	IMC <25: AUC (mediana [Q1–Q3])	*p* vs. 110	IMC ≥25: AUC (mediana [Q1–Q3])	*p* vs. 110
110 passos·min^{-1}	4694,21 [1650,87–7286,40]	–	4087,59 [2197,83–8286,24]	–
120 passos·min^{-1}	3446,07 [1162,44–7315,00]	0,064	5429,89 [1537,51–7113,34]	0,423
130 passos·min^{-1}	4114,03 [1321,15–6629,94]	0,012	5138,64 [2447,59–9396,04]	0,289

Nota: Els valors s'expressen com a mediana [primer–tercer quartil]. Les comparacions estadístiques es van realitzar dins de cada estrat d'IMC mitjançant el test de rangs signats de Wilcoxon per a dades aparellades, prenent com a referència la condició basal (110 passos·min^{-1}). Es considera significació estadística un valor de $p < 0,05$.

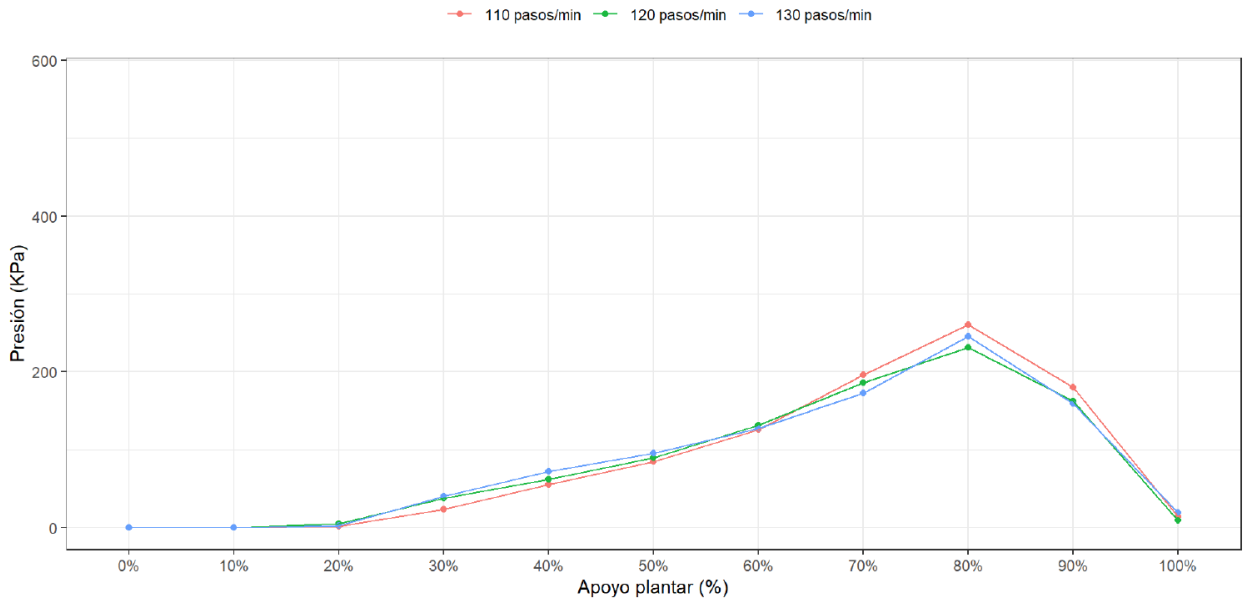
En conjunt, l'anàlisi global mostra una reducció significativa de la càrrega plantar (AUC) als dits menors a 120 passos·min^{-1} respecte a la condició basal (110 passos·min^{-1}), mentre que a 130 passos·min^{-1} no s'observen diferències estadísticament significatives.

En l'anàlisi estratificada, s'observen respostes diferenciades segons els subgrups: en dones (i en el grup de menor pes), la reducció de l'AUC és significativa a 120 passos·min^{-1} (i en alguns casos també a 130 passos·min^{-1}), mentre que en homes i en els estrats de pes més elevat no es detecten diferències significatives respecte la condició basal.

5.2.1.3 Primer radi

5.2.1.3.1 Anàlisi global

Figura 5.10. Evolució de la mediana del PPPal primer radi segons la cadència.



Evolució de la mediana del PPP (kPa) al primer radi del peu dret al llarg del percentatge de suport del cicle de la marxa (0–100%) per a les tres condicions de cadència analitzades (110, 120 i 130 passos·min^{-1}), obtinguda mitjançant el sistema F-Scan Mobile®. Els valors representen la mediana de la mostra (N = 52)

en cada punt del suport. La comparació quantitativa entre condicions es realitza mitjançant l'AUC, presentada a la Taula 5.10.

Taula 5.10. AUC del PPP al primer radi del peu dret segons la cadència (N = 52).

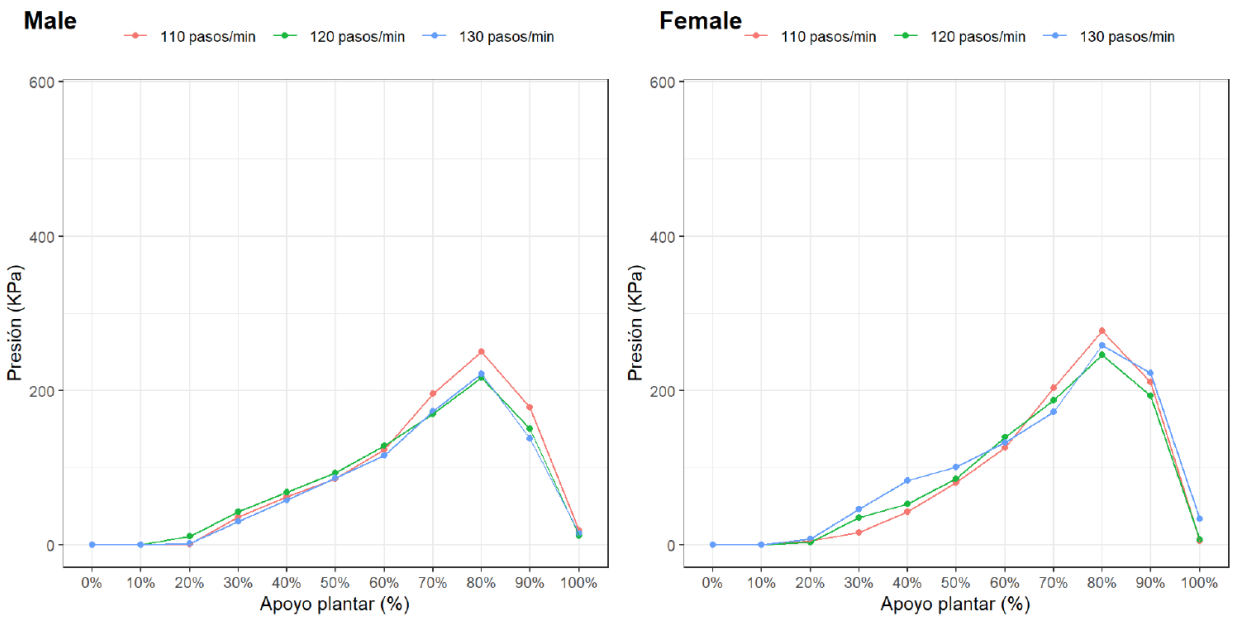
Condició de cadència	AUC (mediana [Q1–Q3])	*p* vs. 110
110 passos·min^{-1}	9629,94 [7712,92–14369,31]	–
120 passos·min^{-1}	10120,92 [6914,85–14012,00]	0,577
130 passos·min^{-1}	10410,80 [7583,20–12452,45]	0,571

Nota:Valors expressats com a mediana [Q1–Q3]. Comparacions mitjançant test de Wilcoxon aparellat respecte a 110 passos·min^{-1}.

5.2.1.3.2 Anàlisi estratificada

Estratificació per sexe

Figura 5.11. Evolució de la mediana del PPP al primer radi segons cadència i sexe.



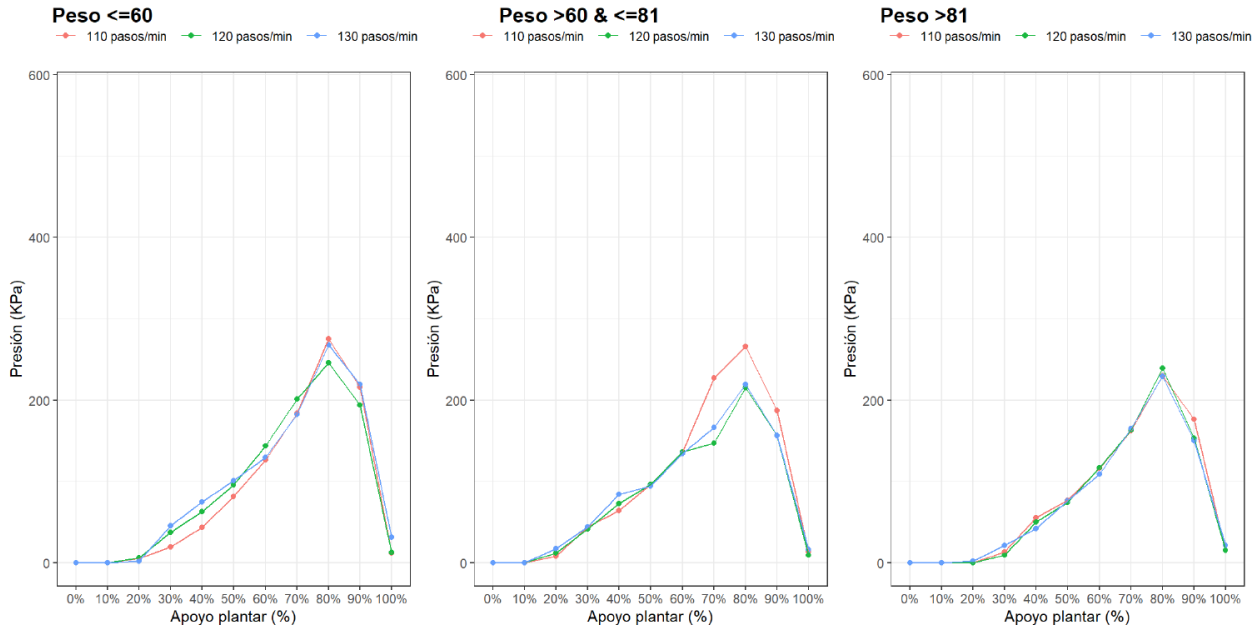
Evolució de la mediana del PPP (kPa) al primer radi del peu dret al llarg del percentatge de suport (0–100%), estratificada per sexe (homes vs dones), per a les tres condicions de cadència analitzades. Les comparacions quantitatives entre condicions dins de cada sexe es resumeixen mitjançant l'AUC (Taula 5.11).

Taula 5.11. AUC del PPP al primer radi del peu dret segons la cadència, estratificada per sexe.

Condició	Homes: AUC (mediana [Q1–Q3])	*p* vs. 110	Dones: AUC (mediana [Q1–Q3])	*p* vs. 110
110 passos·min^{-1}	9913,53 [7874,75–14816,97]	–	9629,94 [7418,09–13204,52]	–
120 passos·min^{-1}	10120,92 [6527,18–15551,15]	0,651	9917,52 [7292,45–13305,15]	0,651
130 passos·min^{-1}	9537,16 [7069,38–11501,66]	0,314	11392,95 [8978,84–12471,30]	0,917

Estratificació per pes corporal

Figura 5.12. Evolució de la mediana del PPP al primer radi segons cadència i pes corporal.



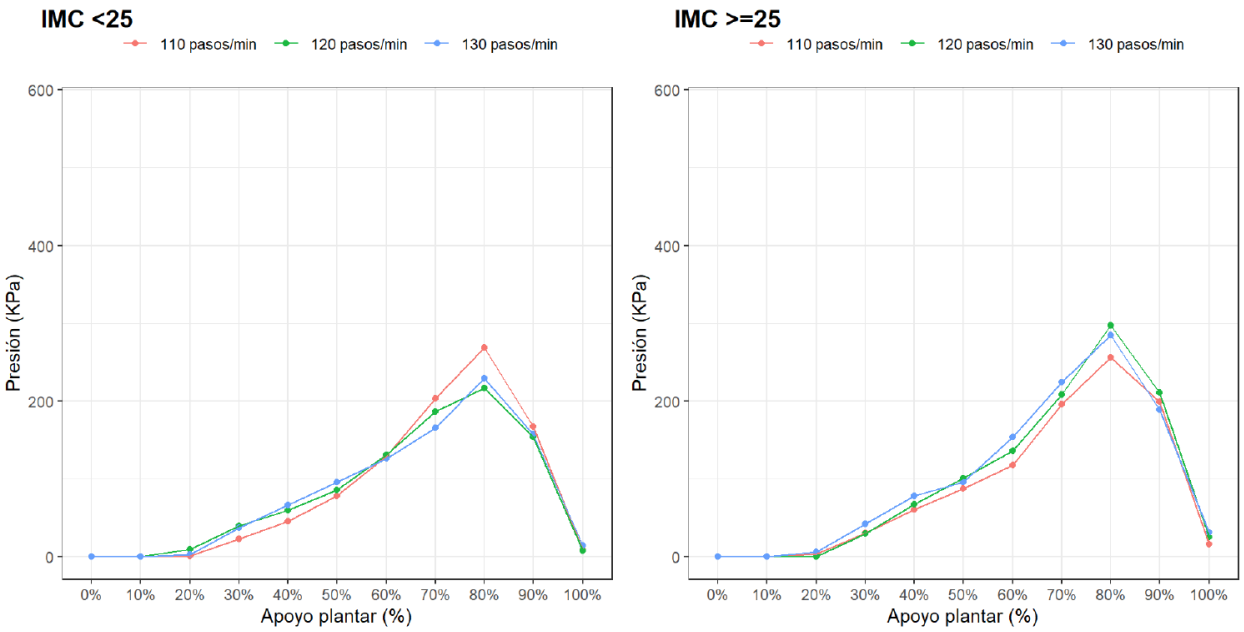
Evolució de la mediana del PPP (kPa) al primer radi del peu dret al llarg del percentatge de suport, estratificada per pes corporal (≤60 kg; >60–≤81 kg; >81 kg), per a les tres condicions de cadència analitzades. Els resultats quantitatius es resumeixen mitjançant l'AUC (Taula 5.12).

Taula 5.12. AUC del PPP al primer radi del peu dret segons la cadència, estratificada per pes corporal.

Condició	≤60 kg	*p*	>60–≤81 kg	*p*	>81 kg	*p*
110 passos·min⁻¹	10255,57 [6131,76–14238,84]	–	11306,15 [7978,99–15001,86]	–	8760,61 [7840,00–10748,08]	–
120 passos·min⁻¹	11135,19 [7972,30–14426,92]	0,834	10508,55 [5610,65–15908,43]	0,146	9096,91 [7761,59–10555,15]	0,787
130 passos·min⁻¹	11109,48 [10453,37–11840,10]	0,625	10410,80 [7154,54–15841,91]	0,628	8474,58 [7675,42–11131,29]	0,946

Estratificació per índex de massa corporal

Figura 5.13. Evolució de la mediana del PPP al primer radi segons cadència i IMC.



Evolució de la mediana del PPP (kPa) al primer radi del peu dret al llarg del percentatge de suport del cicle de la marxa, estratificada per IMC (IMC <25 kg/m² i IMC ≥25 kg/m²), per a les tres condicions de cadència analitzades. Les comparacions quantitatives entre condicions dins de cada estrat d'IMC es resumeixen mitjançant l'AUC (Taula 5.13).

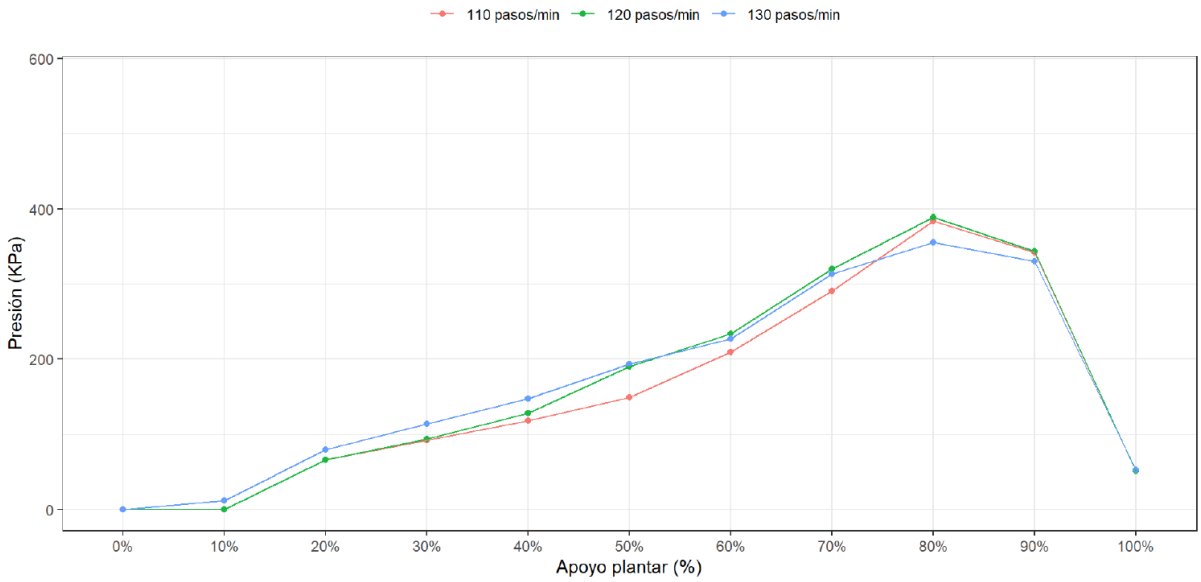
Taula 5.13. AUC del PPP al primer radi del peu dret segons la cadència, estratificada per IMC.

Condició	IMC <25	*p*	IMC ≥25	*p*
110 passos·min^{-1}	10255,57 [7306,40–14923,98]	–	9152,23 [8465,49–12866,46]	–
120 passos·min^{-1}	9994,73 [5993,65–13305,15]	0,231	10589,55 [7777,10–14323,53]	0,523
130 passos·min^{-1}	10410,80 [7069,38–11840,10]	0,169	10572,25 [8458,42–16126,13]	0,154

5.2.1.4 Radis centrals

5.2.1.4.1 Anàlisi global

Figura 5.14. Evolució de la mediana del PPP als radis centrals segons la cadència.



Evolució de la mediana del PPP (kPa) als radis centrals del peu dret al llarg del percentatge de suport del cicle de la marxa (0–100%) per a les tres condicions de cadència analitzades (110, 120 i 130 passos·min^{-1}), obtinguda mitjançant el sistema F-Scan Mobile®. Els valors representen la mediana de la mostra (N = 52) en cada punt del suport. La comparació quantitativa entre condicions es realitza mitjançant l'AUC, presentada a la Taula 5.14.

Taula 5.14. Àrea sota la corba (AUC) del PPP als radis centrals del peu dret segons la cadència (N = 52).

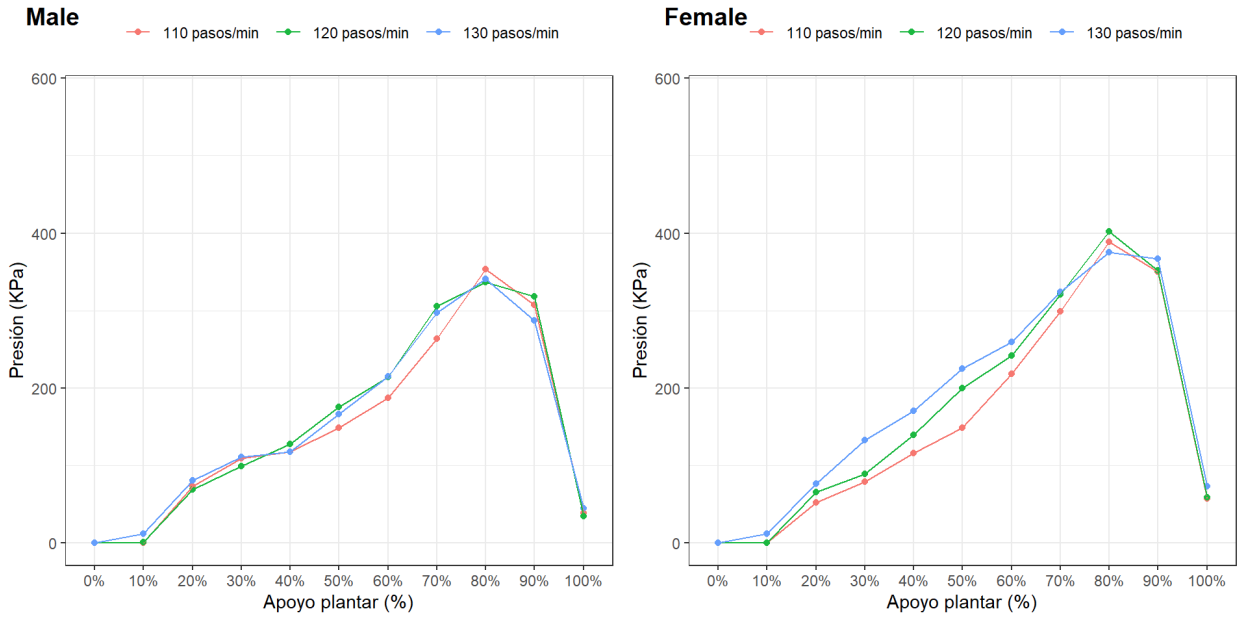
Condició de cadència	AUC (mediana [Q1–Q3])	*p* vs. 110
110 passos·min^{-1}	16106,29 [11878,95–22237,48]	–
120 passos·min^{-1}	18841,39 [12543,03–23555,60]	**0,002**
130 passos·min^{-1}	17853,16 [11378,60–24227,29]	0,134

Nota: Valors expressats com a mediana [Q1–Q3]. Comparacions mitjançant test de Wilcoxon aparellat respecte a 110 passos·min^{-1}.

5.2.1.4.2 Anàlisi estratificada

Estratificació per sexe

Figura 5.15. Evolució de la mediana del PPP als radis centrals segons cadència i sexe.



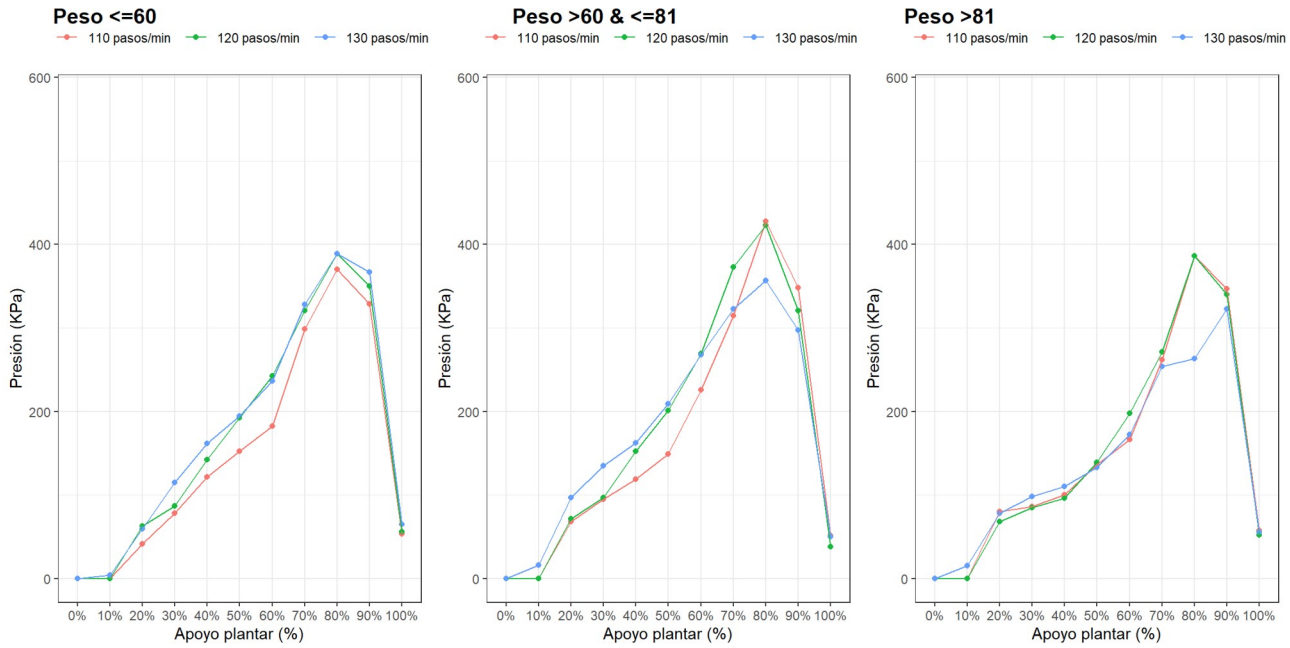
Evolució de la mediana del PPP (kPa) als radis centrals del peu dret al llarg del percentatge de suport (0–100%), estratificada per sexe (homes vs dones), per a les tres condicions de cadència analitzades. Les comparacions quantitatives dins de cada sexe es resumeixen mitjançant l'AUC (Taula 5.15).

Taula 5.15. AUC del PPP als radis centrals del peu dret segons la cadència, estratificada per sexe.

Condició	Homes: AUC (mediana [Q1–Q3])	*p* vs. 110	Dones: AUC (mediana [Q1–Q3])	*p* vs. 110
110 passos·min^{-1}	15062,36 [10427,80–24604,58]	–	16106,29 [14199,35–19828,43]	–
120 passos·min^{-1}	16678,96 [11149,09–24730,39]	**0,032**	19209,92 [15436,11–22030,28]	**0,028**
130 passos·min^{-1}	17171,71 [9911,13–24785,80]	0,869	18967,08 [15438,88–23693,19]	**0,036**

Estratificació per pes corporal

Figura 5.16. Evolució de la mediana del PPP als radis centrals segons cadència i pes corporal.



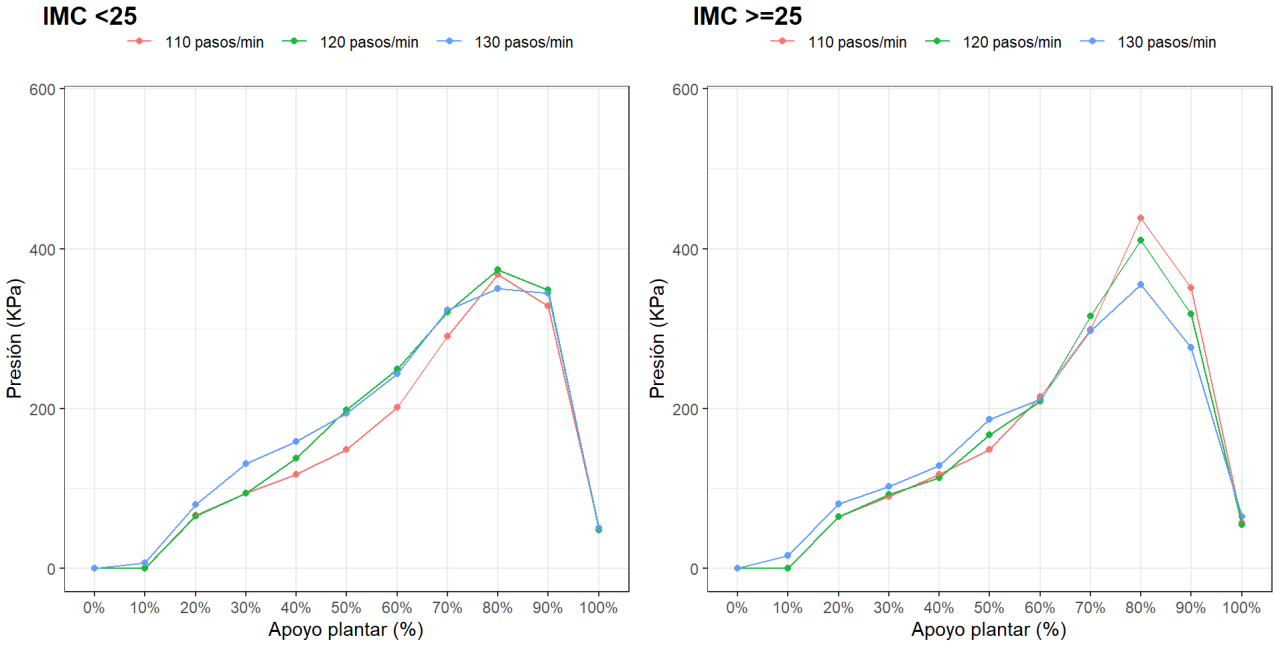
Evolució de la mediana del PPP (kPa) als radis centrals del peu dret al llarg del percentatge de suport, estratificada per pes corporal (≤60 kg; >60–≤81 kg; >81 kg), per a les tres condicions de cadència analitzades. Els resultats quantitatius es resumeixen mitjançant l'AUC (Taula 5.16).

Taula 5.16. AUC del PPP als radis centrals del peu dret segons la cadència, estratificada per pes corporal.

Condició	≤60 kg	*p*	>60–≤81 kg	*p*	>81 kg	*p*
110 passos·min⁻¹	14892,37 [11996,78–19828,43]	–	17867,47 [12168,58–22797,99]	–	15967,67 [10811,78–21355,21]	–
120 passos·min⁻¹	17901,63 [13392,63–21408,95]	0,326	19923,75 [14395,51–25012,88]	**0,001**	15409,45 [9754,97–23013,98]	0,685
130 passos·min⁻¹	17977,23 [12997,07–21968,81]	0,463	18730,74 [12838,48–27335,93]	**0,031**	14849,02 [9413,64–21599,44]	0,216

Estratificació per índex de massa corporal

Figura 5.17. Evolució de la mediana del PPP als radis centrals segons cadència i IMC.



Evolució de la mediana del PPP (kPa) als radis centrals del peu dret al llarg del percentatge de suport del cicle de la marxa, estratificada per IMC (IMC <25 kg/m² i IMC ≥25 kg/m²), per a les tres condicions de cadència analitzades. Les comparacions quantitatives dins de cada estrat d'IMC es resumeixen mitjançant l'AUC (Taula 5.17).

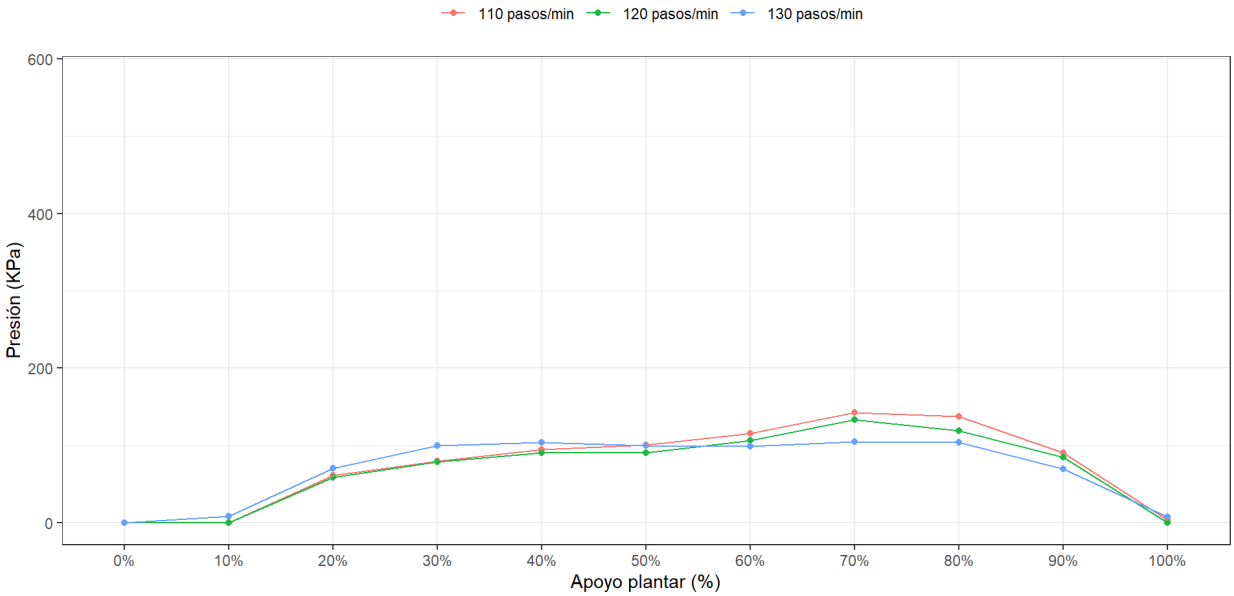
Taula 5.17. AUC del PPP als radis centrals del peu dret segons la cadència, estratificada per IMC.

Condició	IMC <25	*p*	IMC ≥25	*p*
110 passos·min⁻¹	15179,64 [11029,32–21864,06]	–	17627,43 [13095,99–22370,63]	–
120 passos·min⁻¹	19209,92 [12684,81–23291,88]	**0,027**	17959,56 [12687,15–23503,71]	**0,021**
130 passos·min⁻¹	17711,27 [11003,22–24872,07]	0,402	18170,98 [12897,85–23502,46]	0,154

5.2.1.5 Cinquè radi

5.2.1.5.1 Anàlisi global

Figura 5.18. Evolució de la mediana del PPP al cinquè radi segons la cadència.



Evolució de la mediana del PPP (kPa) al cinquè radi del peu dret al llarg del percentatge de suport del cicle de la marxa (0–100%) per a les tres condicions de cadència analitzades (110, 120 i 130 passos·min⁻¹), obtinguda mitjançant el sistema F-Scan Mobile®. Els valors representen la mediana de la mostra (N = 52). Les diferències quantitatives entre condicions s'avaluen mitjançant l'àrea sota la corba, presentada a la Taula 5.18.

Taula 5.18. Àrea sota la corba del PPP al cinquè radi del peu dret segons la cadència (N = 52).

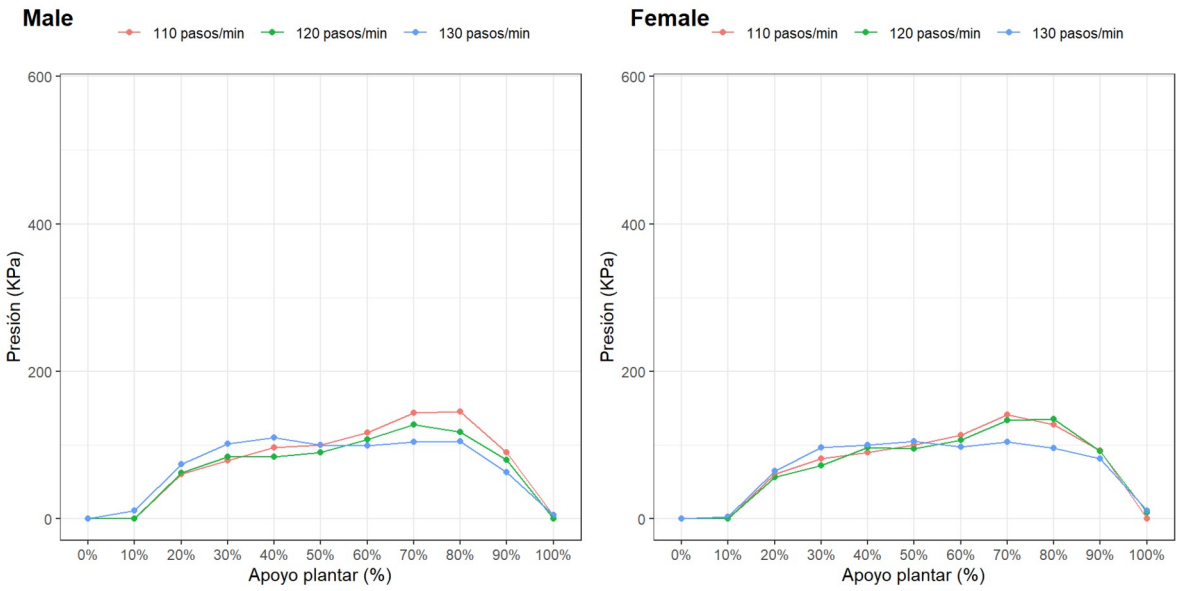
Condició	AUC (mediana [Q1–Q3])	*p* vs. 110
110 passos·min^{-1}	8432,48 [6414,72–10824,90]	–
120 passos·min^{-1}	8258,02 [5745,52–10369,80]	0,084
130 passos·min^{-1}	7642,32 [5666,06–10731,80]	**0,009**

Nota:Valors expressats com a mediana [Q1–Q3]. Comparacions mitjançant test de Wilcoxon aparellat respecte a la condició basal (110 passos·min^{-1}).

5.2.1.5.2 Anàlisi estratificada

Estratificació per sexe

Figura 5.19. Evolució de la mediana del PPP al cinquè radi segons cadència i sexe.



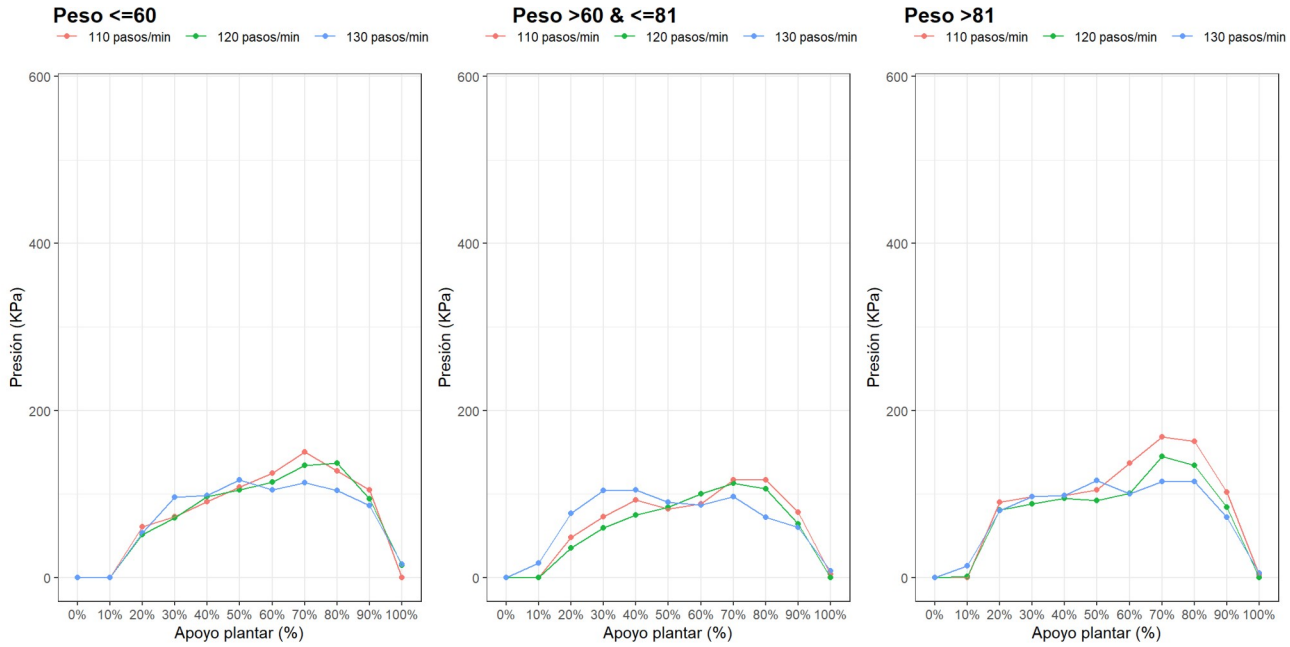
Evolució de la mediana del PPP (kPa) al cinquè radi del peu dret al llarg del percentatge de suport (0–100%), estratificada per sexe (homes vs dones), per a les tres condicions de cadència analitzades. Els resultats quantitatius es resumeixen mitjançant l'AUC (Taula 5.19).

Taula 5.19. AUC del PPP al cinquè radi del peu dret segons la cadència, estratificada per sexe.

Condició	Homes: AUC (mediana [Q1–Q3])	*p* vs. 110	Dones: AUC (mediana [Q1–Q3])	*p* vs. 110
110 passos·min^{-1}	8378,92 [6701,00–11168,85]	–	8595,79 [6370,51–10055,77]	–
120 passos·min^{-1}	7861,16 [5677,67–10536,91]	0,084	8676,56 [6361,83–10298,27]	0,388
130 passos·min^{-1}	7768,94 [5505,20–10004,77]	0,056	7446,25 [6314,20–11210,69]	0,074

Estratificació per pes corporal

Figura 5.20. Evolució de la mediana del PPP al cinquè radi segons cadència i pes corporal.



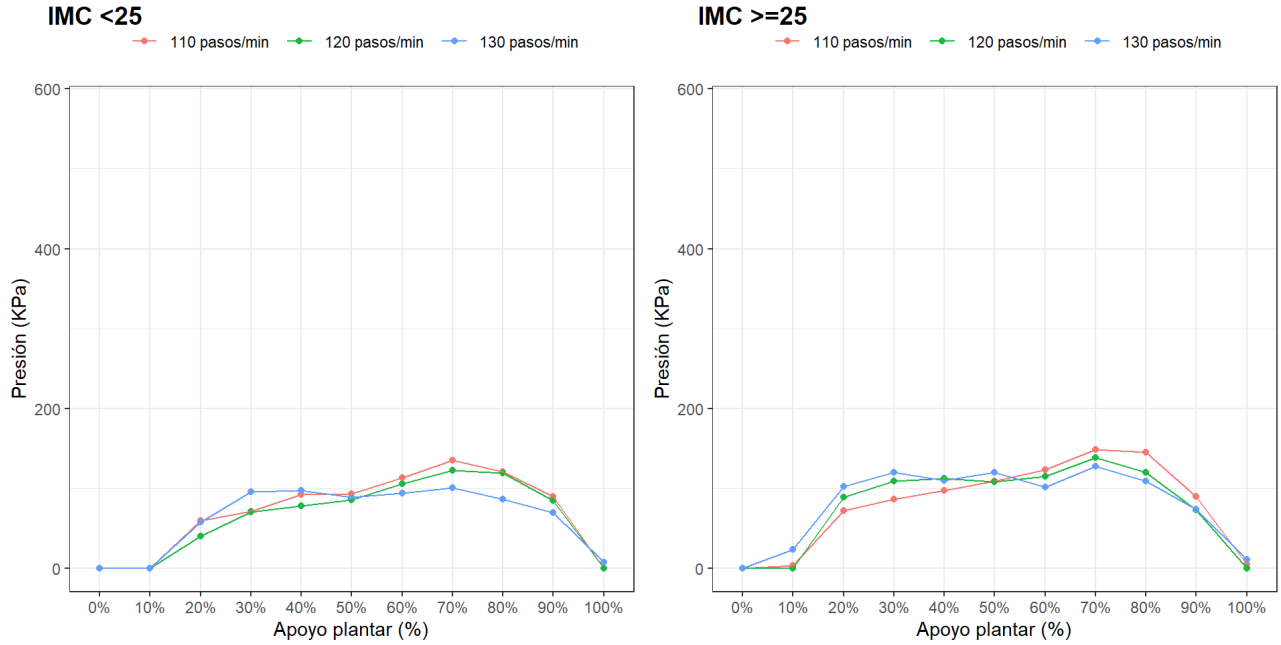
Evolució de la mediana del PPP (kPa) al cinquè radi del peu dret al llarg del percentatge de suport, estratificada per pes corporal (≤60 kg; >60–≤81 kg; >81 kg), per a les tres condicions de cadència analitzades. Les comparacions quantitatives es resumeixen mitjançant l'AUC (Taula 5.20).

Taula 5.20. AUC del PPP al cinquè radi del peu dret segons la cadència, estratificada per pes corporal.

Condició	≤60 kg	*p*	>60–≤81 kg	*p*	>81 kg	*p*
110 passos·min⁻¹	8595,79 [7299,69–12159,87]	–	7790,14 [5460,00–9696,50]	–	10138,76 [8342,17–11600,78]	–
120 passos·min⁻¹	9138,79 [7259,51–10331,10]	0,463	7337,18 [4684,18–10297,26]	0,936	8220,52 [6558,70–10358,85]	**0,002**
130 passos·min⁻¹	7446,25 [6618,40–11210,69]	0,091	7317,21 [5247,13–9378,56]	0,389	8552,98 [5609,43–14031,94]	**0,048**

Estratificació per índex de massa corporal

Figura 5.21. Evolució de la mediana del PPP al cinquè radi segons cadència i IMC.



Evolució de la mediana del PPP (kPa) al cinquè radi del peu dret al llarg del percentatge de suport del cicle de la marxa, estratificada per IMC (IMC <25 kg/m² i

IMC ≥25 kg/m²), per a les tres condicions de cadència analitzades. Les diferències quantitatives dins de cada estrat es resumeixen mitjançant l'AUC (Taula 5.21).

Taula 5.21. AUC del PPP al cinquè radi del peu dret segons la cadència, estratificada per IMC.

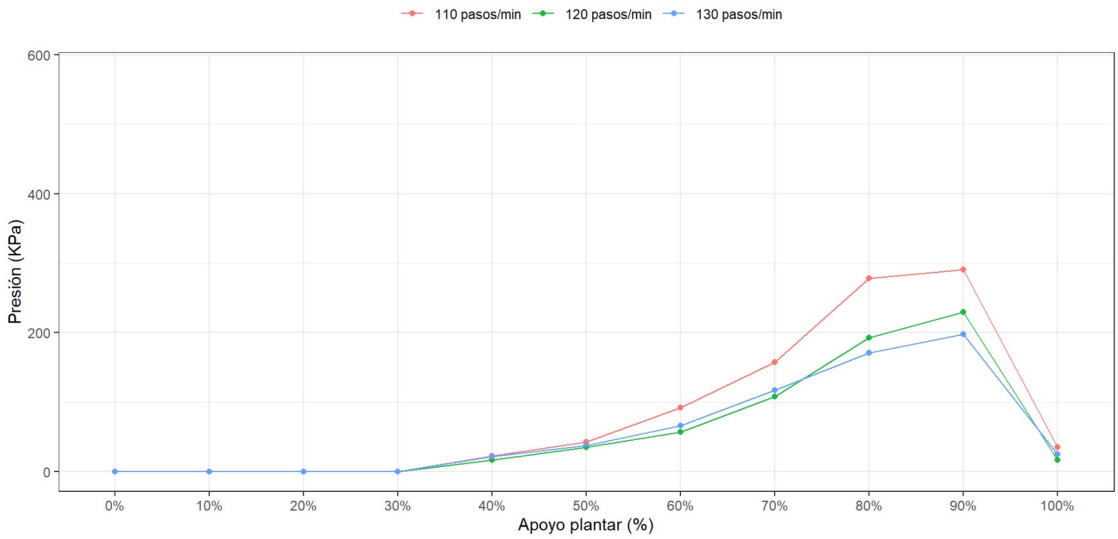
Condició	IMC <25	*p*	IMC ≥25	*p*
110 passos·min^{-1}	8291,01 [6486,51–10128,86]	–	8975,62 [6188,90–14768,42]	–
120 passos·min^{-1}	7667,00 [5677,67–10043,72]	0,194	8312,01 [6982,68–12941,79]	0,167
130 passos·min^{-1}	7317,21 [5690,74–9505,33]	**0,025**	8688,51 [5904,29–14135,80]	0,212

5.2.2 Peu esquerre

5.2.2.1 Primer dit

5.2.2.1.1 Anàlisi global

Figura 5.22. Evolució de la mediana del PPP al primer dit del peu esquerre segons la cadència.



Evolució de la mediana del PPP (kPa) al primer dit del peu esquerre al llarg del percentatge de suport del cicle de la marxa (0–100%) per a les tres condicions de cadència analitzades (110, 120 i 130 passos·min^{-1}), obtinguda mitjançant el sistema F-Scan Mobile®. Els valors representen la mediana de la mostra (N = 52).

Les diferències quantitatives entre condicions es resumeixen mitjançant l'àrea sota la corba, presentada a la Taula 5.22.

Taula 5.22. Àrea sota la corba (AUC) del PPP al primer dit del peu esquerre segons la cadència (N = 52).

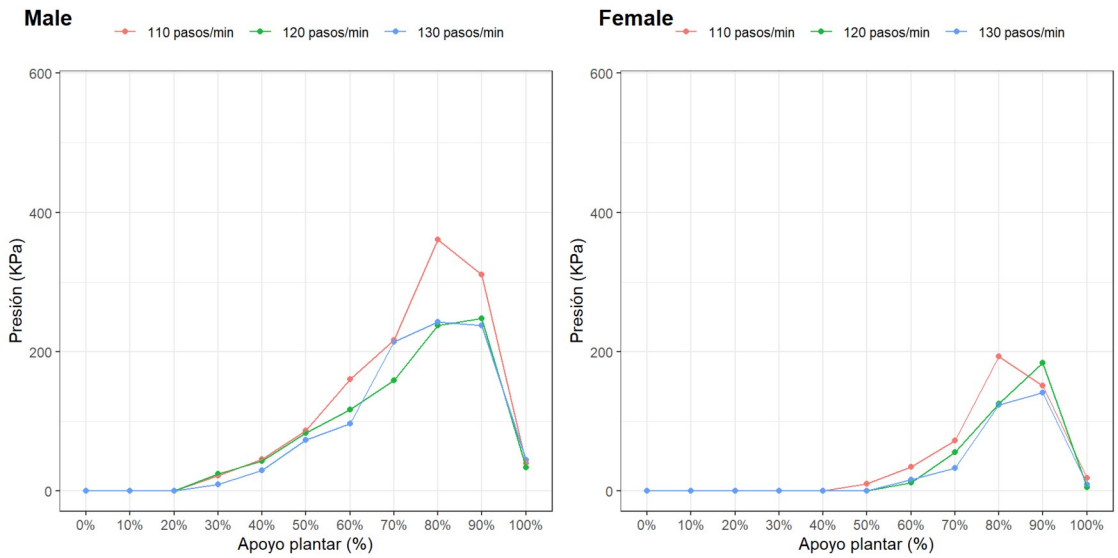
Condició	AUC (mediana [Q1–Q3])	*p* vs. 110
110 passos·min^{-1}	8818,40 [3826,51–16067,36]	–
120 passos·min^{-1}	6931,53 [2252,56–15659,03]	**0,001**
130 passos·min^{-1}	7319,95 [2638,67–13272,56]	**0,001**

Nota: Valors expressats com a mediana [Q1–Q3]. Comparacions mitjançant test de Wilcoxon aparellat respecte a la condició basal (110 passos·min^{-1}).

5.2.2.1.2 Anàlisi estratificada

Estratificació per sexe

Figura 5.23. Evolució de la mediana del PPP al primer dit del peu esquerre segons cadència i sexe.



Evolució de la mediana del PPP (kPa) al primer dit del peu esquerre al llarg del percentatge de suport (0–100%), estratificada per sexe (homes i dones), per a les

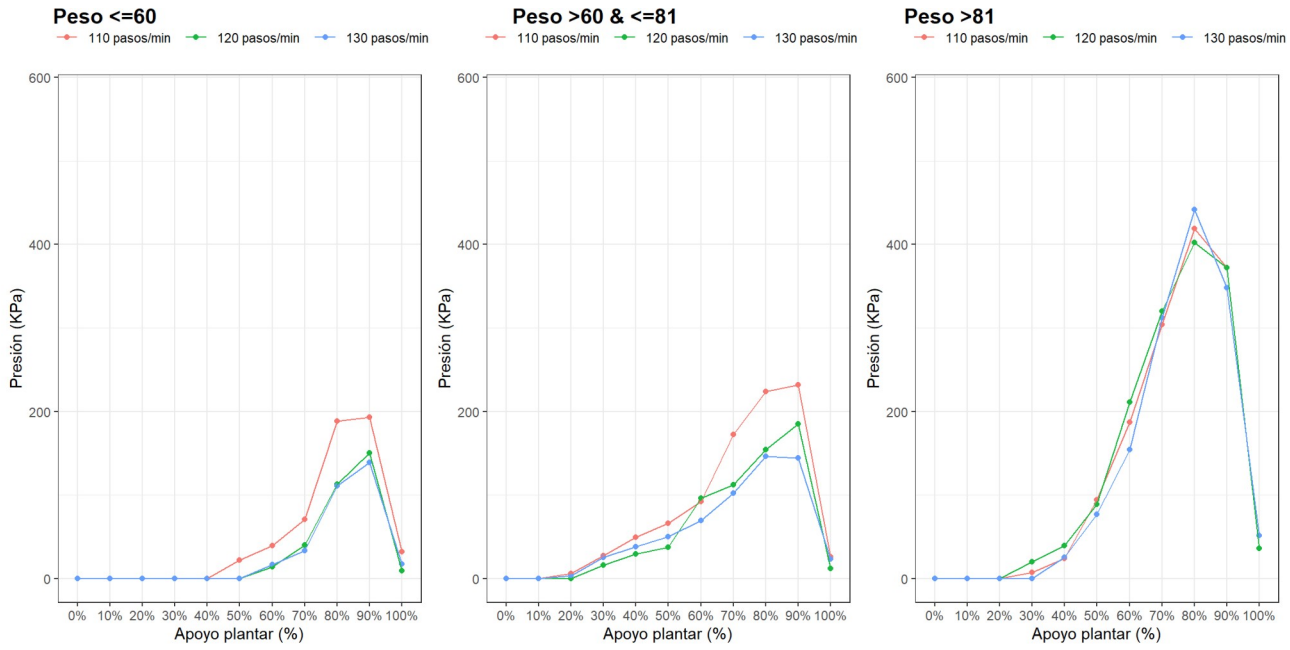
tres condicions de cadència analitzades. Els resultats quantitatius es resumeixen mitjançant l'AUC (Taula 5.23).

Taula 5.23. AUC del PPP al primer dit del peu esquerre segons la cadència, estratificada per sexe.

Condició	Homes: AUC (mediana [Q1–Q3])	*p* vs. 110	Dones: AUC (mediana [Q1–Q3])	*p* vs. 110
110 passos·min^{-1}	13209,02 [7359,31–17147,83]	–	5480,72 [582,47–10115,31]	–
120 passos·min^{-1}	8618,77 [6314,99–17177,04]	**0,040**	3292,49 [152,99–8086,99]	**0,003**
130 passos·min^{-1}	9329,76 [6648,83–13358,55]	**0,016**	3715,08 [143,38–6892,11]	**0,028**

Estratificació per pes corporal

Figura 5.24. Evolució de la mediana del PPP al primer dit del peu esquerre segons cadència i pes corporal.



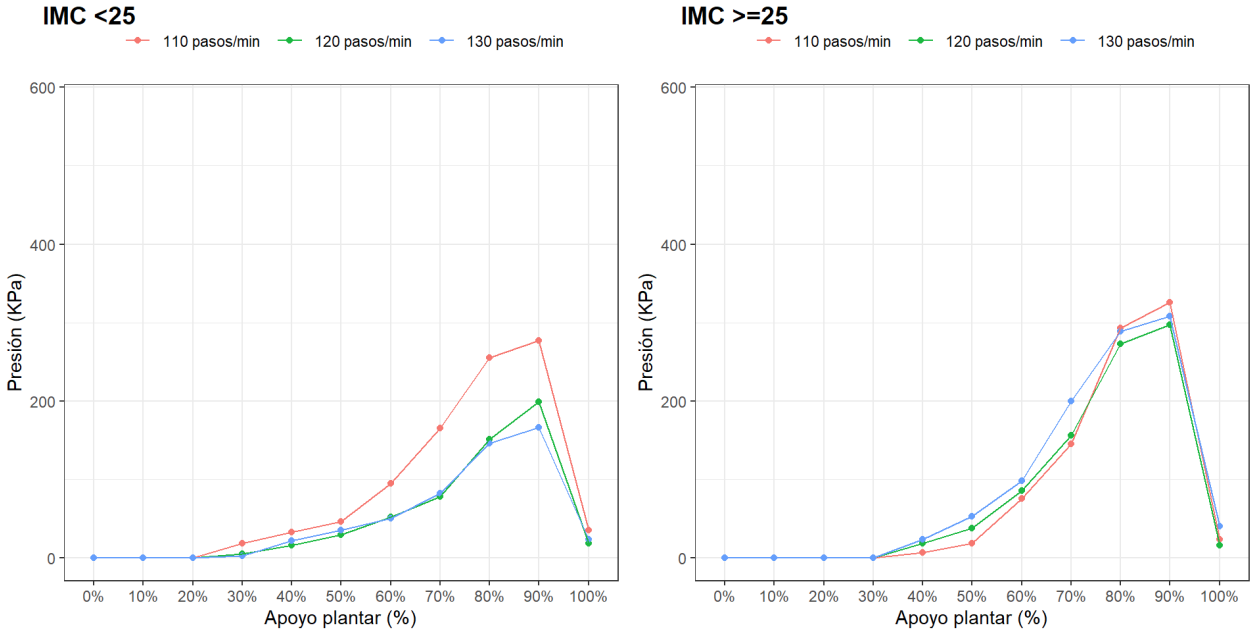
Evolució de la mediana del PPP (kPa) al primer dit del peu esquerre al llarg del percentatge de suport, estratificada per pes corporal (≤60 kg; >60–≤81 kg; >81 kg), per a les tres condicions de cadència analitzades. Les comparacions quantitatives es resumeixen mitjançant l'AUC (Taula 5.24).

Taula 5.24. AUC del PPP al primer dit del peu esquerre segons la cadència, estratificada per pes corporal.

Condició	≤60 kg	*p*	>60–≤81 kg	*p*	>81 kg	*p*
110 passos·min⁻¹	5480,72 [2376,53–8576,52]	–	8880,05 [3628,93–16172,73]	–	14278,14 [10722,04–17472,86]	–
120 passos·min⁻¹	2667,81 [975,83–6392,53]	**0,007**	6643,59 [2130,00–9530,00]	**0,009**	15578,58 [9876,60–19671,21]	0,666
130 passos·min⁻¹	2739,16 [948,69–5640,44]	0,056	7212,45 [2660,00–10532,01]	**0,001**	13272,56 [11351,01–22653,22]	0,780

Estratificació per índex de massa corporal

Figura 5.25. Evolució de la mediana del PPP al primer dit del peu esquerre segons cadència i IMC.



Evolució de la mediana del PPP (kPa) al primer dit del peu esquerre al llarg del percentatge de suport del cicle de la marxa, estratificada per IMC (IMC <25 kg/m² i IMC ≥25 kg/m²), per a les tres condicions de cadència analitzades. Les diferències quantitatives es resumeixen mitjançant l'AUC (Taula 5.25).

Taula 5.25. AUC del PPP al primer dit del peu esquerre segons la cadència, estratificada per IMC.

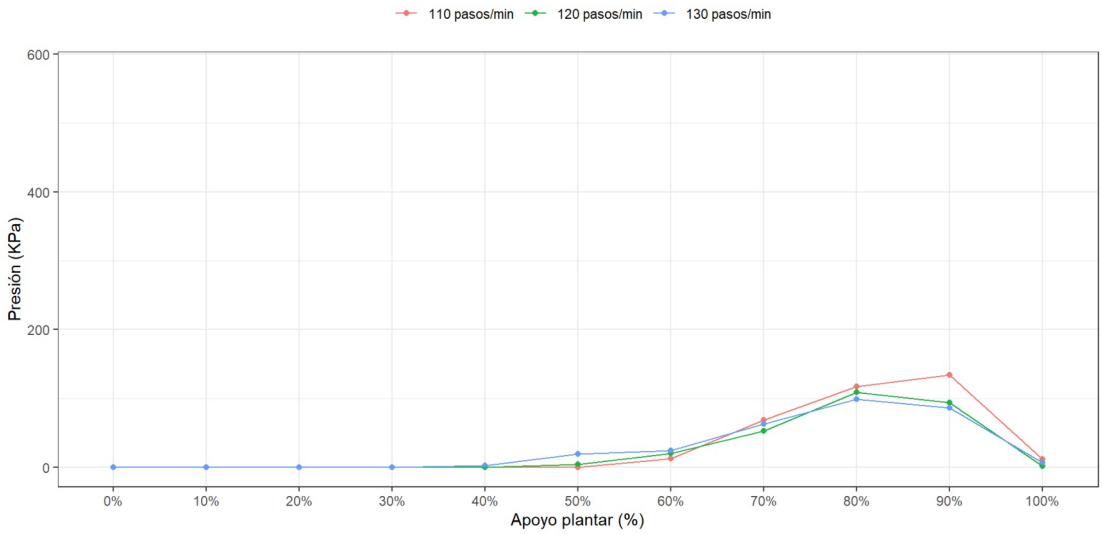
Condició	IMC <25	*p*	IMC ≥25	*p*
110 passos·min^{-1}	8818,40 [3694,79–16025,61]	–	9514,72 [6680,66–17216,13]	–
120 passos·min^{-1}	6484,73 [2177,52–11305,37]	**0,001**	8927,07 [5209,88–20509,74]	0,222
130 passos·min^{-1}	5349,80 [2391,17–10532,01]	**<0,001**	9683,70 [5467,78–21311,61]	1,000

De manera global, el primer dit del peu esquerre presenta una disminució significativa de la càrrega plantar (AUC) a 120 i 130 passos·min^{-1} respecte a la condició basal, més marcada en individus amb IMC <25 kg/m² i menor pes corporal. Tot i que els homes mostren valors absoluts més elevats, el patró de resposta a la cadència és similar entre sexes.

5.2.2.2 Dits menors

5.2.2.1.1 Anàlisi global

Figura 5.26. Evolució de la mediana del PPP als dits menors del peu esquerre segons la cadència.



Evolució de la mediana del PPP (kPa) als dits menors del peu esquerre al llarg del percentatge de suport del cicle de la marxa (0–100%) per a les tres condicions de cadència analitzades (110, 120 i 130 passos·min^{-1}), obtinguda mitjançant el

sistema F-Scan Mobile®. Els valors representen la mediana de la mostra (N = 52). Les diferències quantitatives entre condicions es resumeixen mitjançant l'àrea sota la corba, presentada a la Taula 5.26.

Taula 5.26. Àrea sota la corba (AUC) del PPP als dits menors del peu esquerre segons la cadència (N = 52).

Condició	AUC (mediana [Q1–Q3])	*p* vs. 110
110 passos·min^{-1}	4020,21 [1280,98–6253,11]	–
120 passos·min^{-1}	3475,30 [1012,50–6290,00]	**0,044**
130 passos·min^{-1}	3399,65 [807,46–5327,58]	**0,023**

Nota: Valors expressats com a mediana [Q1–Q3]. Comparacions mitjançant test de Wilcoxon aparellat respecte a la condició basal (110 passos·min^{-1}).

5.2.2.2.2 Anàlisi estratificada

Estratificació per sexe

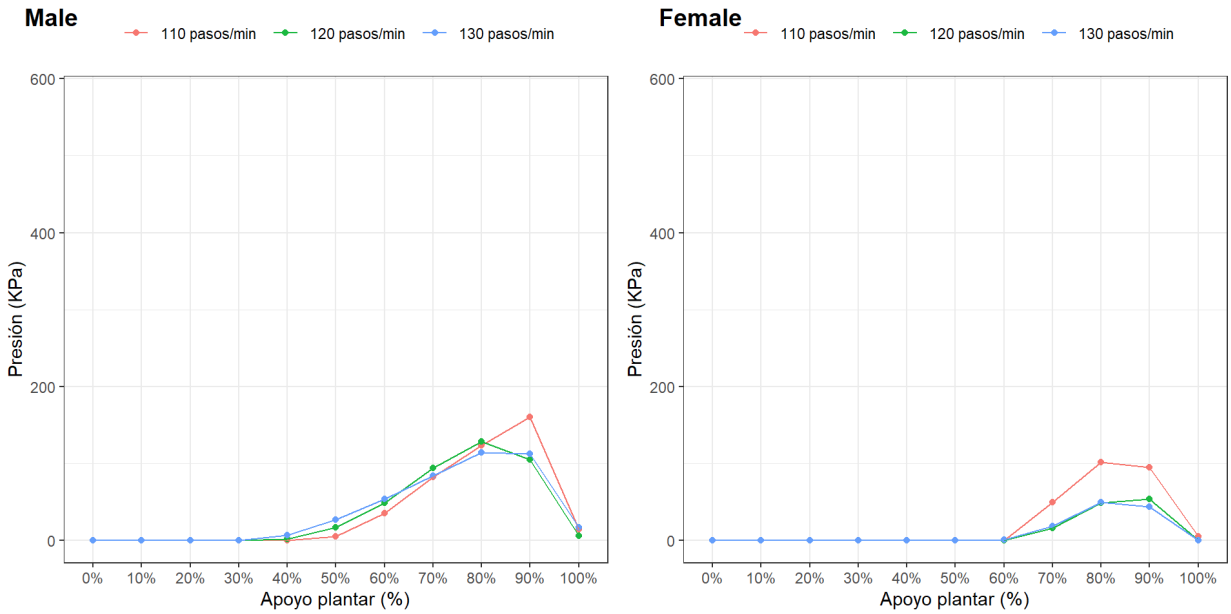


Figura 5.27. Evolució de la mediana del PPP als dits menors del peu esquerre segons cadència i sexe.

Evolució de la mediana del PPP (kPa) als dits menors del peu esquerre al llarg del percentatge de suport (0–100%), estratificada per sexe (homes i dones), per a les

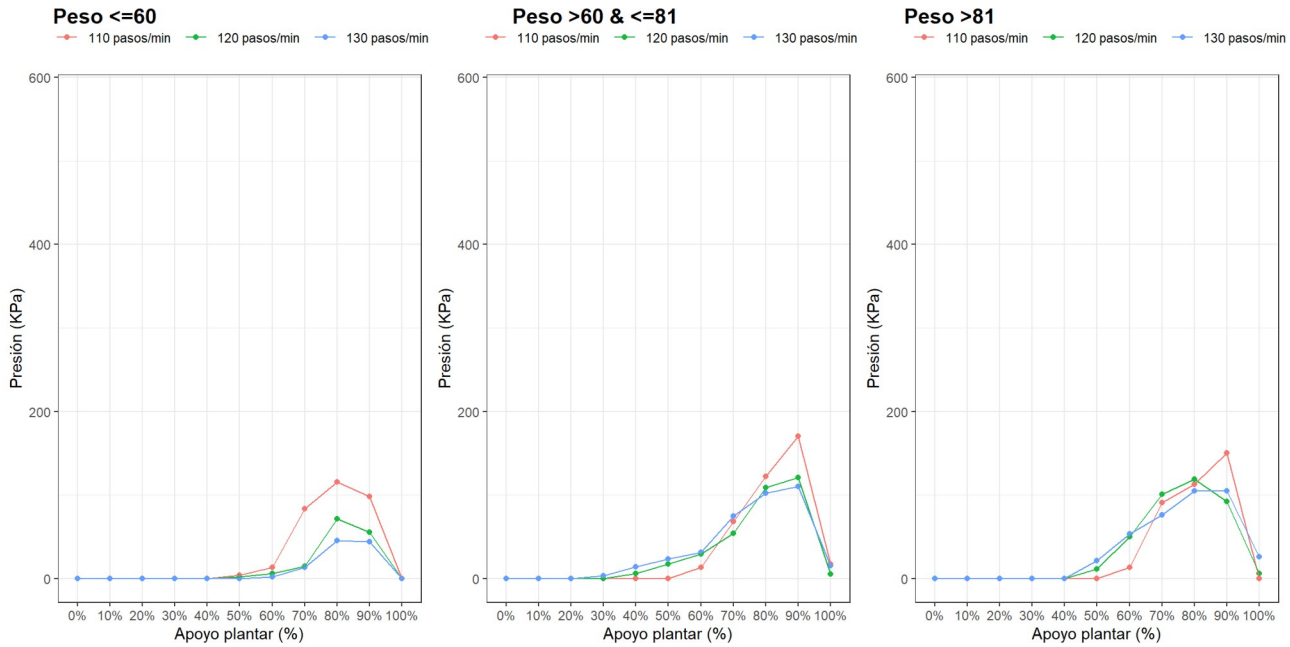
tres condicions de cadència analitzades. Les diferències quantitatives entre condicions es resumeixen mitjançant l'AUC (Taula 5.27).

Taula 5.27. AUC del PPP als dits menors del peu esquerre segons la cadència, estratificada per sexe.

Condició	Homes: AUC (mediana [Q1–Q3])	*p* vs. 110	Dones: AUC (mediana [Q1–Q3])	*p* vs. 110
110 passos·min^{-1}	4321,55 [1985,00–6721,04]	–	3198,54 [112,50–5596,07]	–
120 passos·min^{-1}	3824,33 [1499,88–6477,12]	0,966	1501,06 [100,00–4082,50]	**<0,001**
130 passos·min^{-1}	4650,99 [2606,43–5672,07]	0,323	1455,57 [80,00–4981,14]	**0,008**

Estratificació per pes corporal

Figura 5.28. Evolució de la mediana del PPP als dits menors del peu esquerre segons cadència i pes corporal.



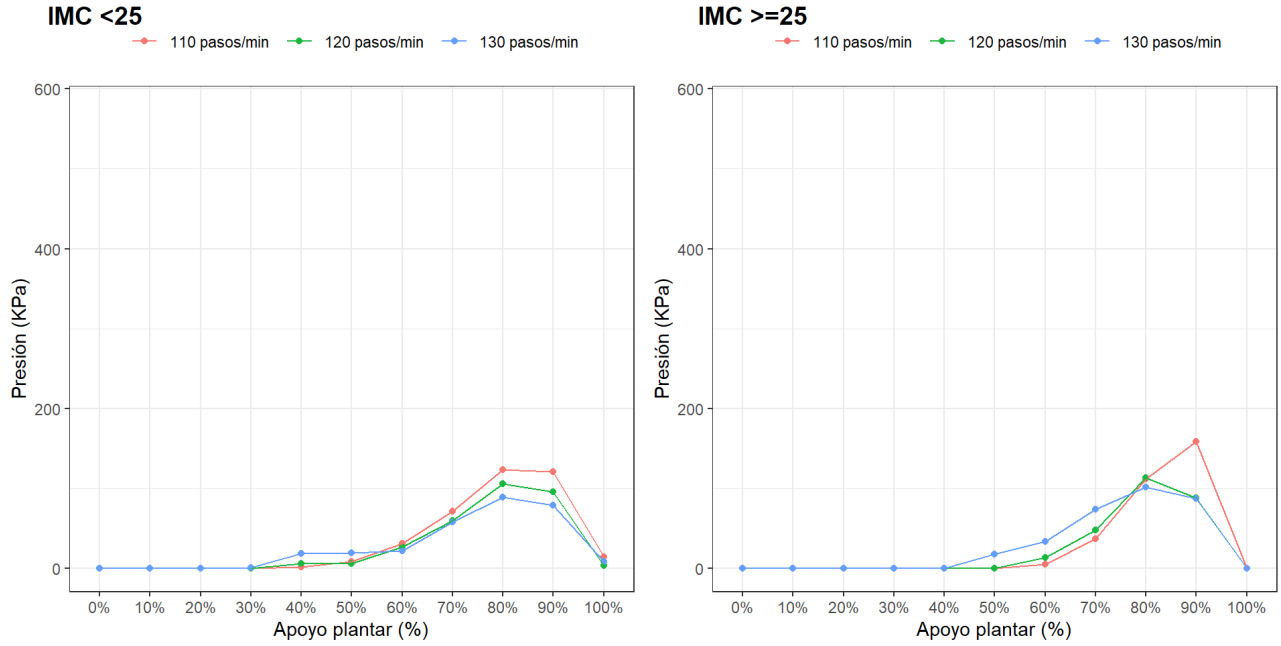
Evolució de la mediana del PPP (kPa) als dits menors del peu esquerre al llarg del percentatge de suport, estratificada per pes corporal (≤60 kg; >60–≤81 kg; >81 kg), per a les tres condicions de cadència analitzades. Les diferències quantitatives entre condicions es resumeixen mitjançant l'AUC (Taula 5.28).

Taula 5.28. AUC del PPP als dits menors del peu esquerre segons la cadència, estratificada per pes corporal.

Condició	≤60 kg	*p*	>60–≤81 kg	*p*	>81 kg	*p*
110 passos·min^{-1}	3198,54 [735,00–5596,07]	–	4478,40 [1720,00–6920,49]	–	3346,28 [1290,00–6079,46]	–
120 passos·min^{-1}	1501,06 [368,76–4218,69]	**0,002**	3534,59 [1499,84–6290,00]	0,495	3969,23 [1290,00–6488,95]	0,845
130 passos·min^{-1}	1455,57 [272,50–3828,27]	**0,007**	4422,68 [1468,25–5280,39]	0,104	4101,38 [834,16–8757,50]	0,635

Estratificació per índex de massa corporal

Figura 5.29. Evolució de la mediana del PPP als dits menors del peu esquerre segons cadència i IMC.



Evolució de la mediana del PPP (kPa) als dits menors del peu esquerre al llarg del percentatge de suport del cicle de la marxa, estratificada per IMC (IMC <25 kg/m² i IMC ≥25 kg/m²), per a les tres condicions de cadència analitzades. Les diferències quantitatives entre condicions es resumeixen mitjançant l'AUC (Taula 5.29).

Taula 5.29. AUC del PPP als dits menors del peu esquerre segons la cadència, estratificada per IMC.

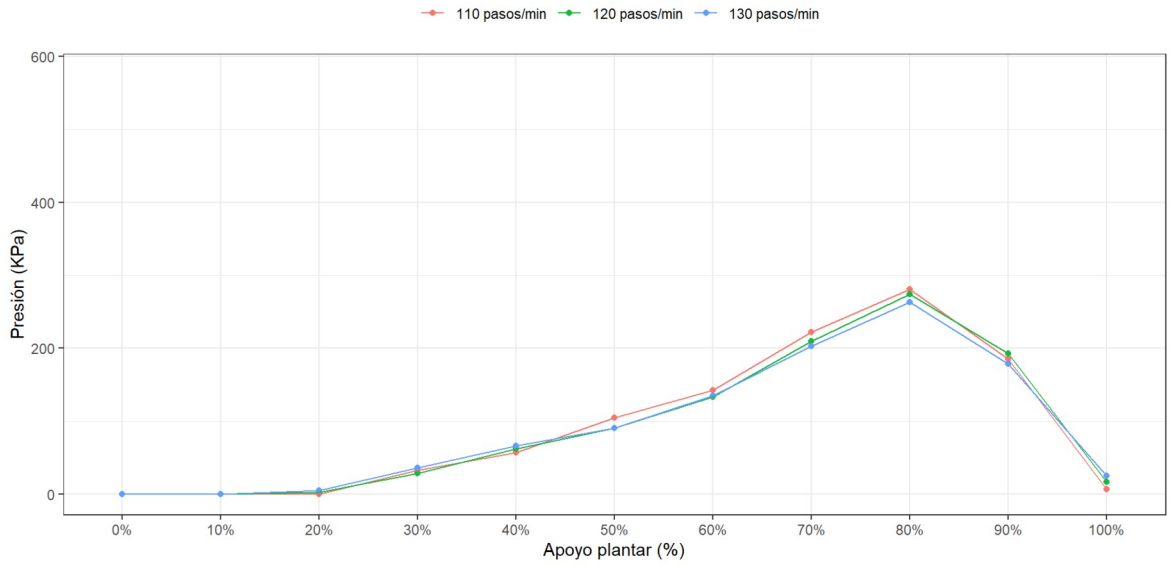
Condició	IMC <25	*p*	IMC ≥25	*p*
110 passos·min^{-1}	4321,55 [1755,00–6753,45]	–	3253,14 [271,84–5869,00]	–
120 passos·min^{-1}	3602,03 [1229,82–6403,74]	0,110	3339,16 [200,34–5360,90]	0,349
130 passos·min^{-1}	3020,26 [854,98–5268,11]	**0,001**	4166,07 [696,04–5672,07]	0,443

En els dits menors del peu esquerre, la càrrega plantar (AUC) disminueix significativament amb l'augment de la cadència, especialment a 130 passos·min^{-1} en el conjunt de la mostra. Aquest efecte és més pronunciat en participants amb menor pes i IMC <25 kg/m², mentre que en els de major pes i IMC no s'observen diferències significatives entre condicions.

5.2.2.3 Primer radi

5.2.2.3.1 Anàlisi global

Figura 5.30. Evolució de la mediana del PPP al primer radi del peu esquerre segons la cadència.



Evolució de la mediana del PPP (kPa) al primer radi del peu esquerre al llarg del percentatge de suport del cicle de la marxa (0–100%) per a les tres condicions de cadència analitzades (110, 120 i 130 passos·min^{-1}), obtinguda mitjançant el

sistema F-Scan Mobile®. Els valors representen la mediana de la mostra (N = 52). Les diferències quantitatives entre condicions es resumeixen mitjançant l'àrea sota la corba, presentada a la Taula 5.30.

Taula 5.30. Àrea sota la corba (AUC) del PPP al primer radi del peu esquerre segons la cadència (N = 52).

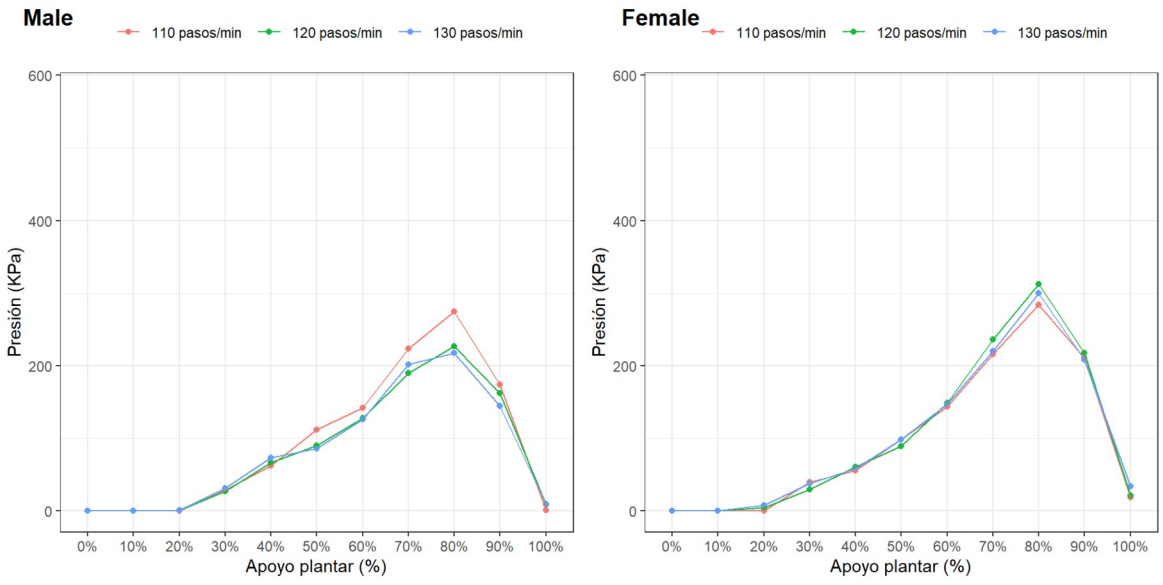
Condició	AUC (mediana [Q1–Q3])	*p* vs. 110
110 passos·min^{-1}	11058,59 [8260,95–13824,34]	–
120 passos·min^{-1}	10520,57 [7418,01–13946,30]	0,512
130 passos·min^{-1}	10141,43 [7268,17–15453,76]	0,188

Nota: Valors expressats com a mediana [Q1–Q3]. Comparacions mitjançant test de Wilcoxon aparellat respecte a la condició basal (110 passos·min^{-1}).

5.2.2.3.2 Anàlisi estratificada

Estratificació per sexe

Figura 5.31. Evolució de la mediana del PPP al primer radi del peu esquerre segons cadència i sexe.



Evolució de la mediana del PPP (kPa) al primer radi del peu esquerre al llarg del percentatge de suport (0–100%), estratificada per sexe (homes i dones), per a les

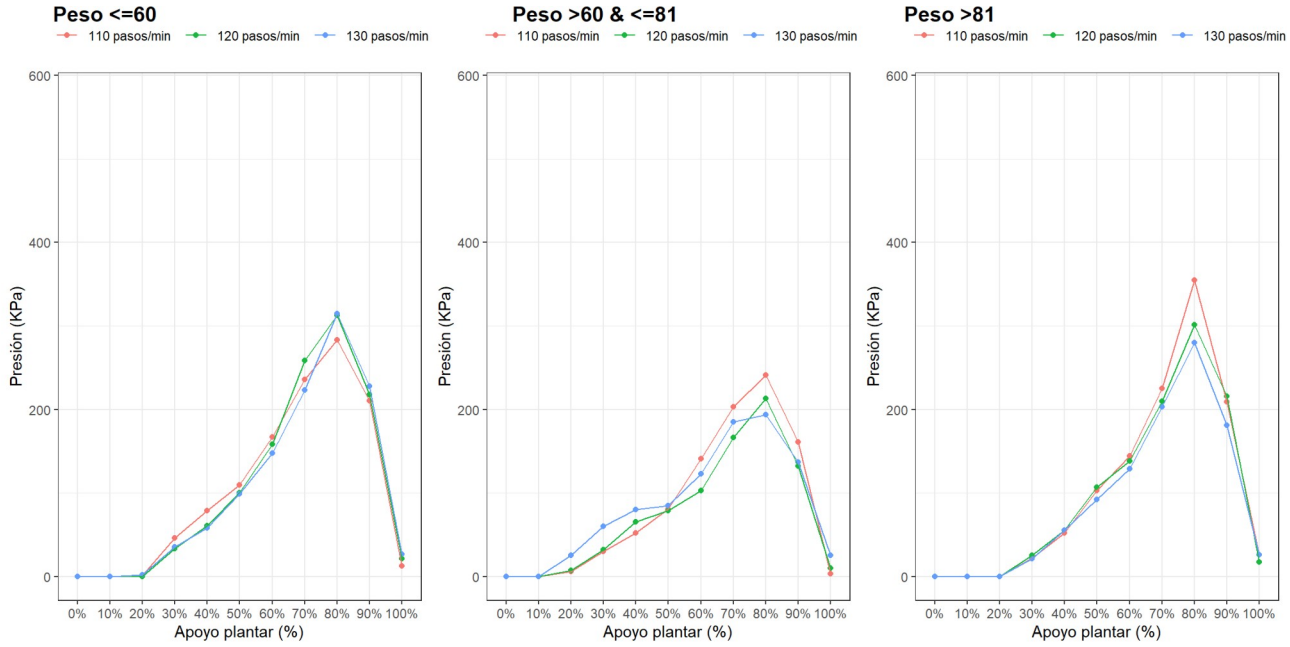
tres condicions de cadència analitzades. Les diferències quantitatives entre condicions es resumeixen mitjançant l'AUC (Taula 5.31).

Taula 5.31. AUC del PPP al primer radi del peu esquerre segons la cadència, estratificada per sexe.

Condició	Homes: AUC (mediana [Q1–Q3])	*p* vs. 110	Dones: AUC (mediana [Q1–Q3])	*p* vs. 110
110 passos·min^{-1}	10520,12 [8316,18–14626,89]	–	11086,61 [8342,13–13145,55]	–
120 passos·min^{-1}	9810,16 [6929,77–13465,19]	0,136	11150,01 [7729,19–14030,08]	0,406
130 passos·min^{-1}	9482,10 [7081,56–15057,13]	0,069	11197,50 [8062,23–15390,11]	0,924

Estratificació per pes corporal

Figura 5.32. Evolució de la mediana del PPP al primer radi del peu esquerre segons cadència i pes corporal.



Evolució de la mediana del PPP (kPa) al primer radi del peu esquerre al llarg del percentatge de suport, estratificada per pes corporal (≤60 kg; >60–≤81 kg; >81

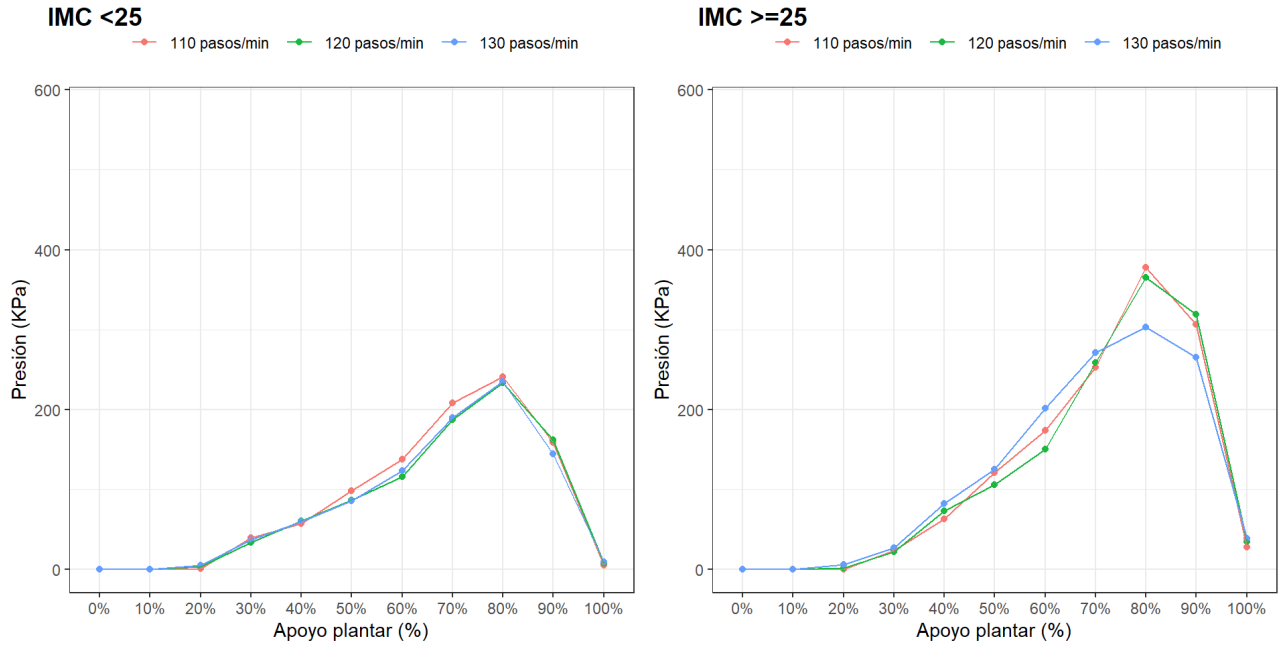
kg), per a les tres condicions de cadència analitzades. Les diferències quantitatives entre condicions es resumeixen mitjançant l'AUC (Taula 5.32).

Taula 5.32. AUC del PPP al primer radi del peu esquerre segons la cadència, estratificada per pes corporal.

Condició	≤60 kg	*p*	>60–≤81 kg	*p*	>81 kg	*p*
110 passos·min⁻¹	12179,28 [8460,19–13499,30]	–	11181,07 [7140,92–12468,12]	–	9757,47 [9374,55–15384,66]	–
120 passos·min⁻¹	11262,41 [8326,95–14507,08]	0,715	9862,84 [6615,10–12866,70]	0,236	10429,74 [8625,54–15901,17]	0,965
130 passos·min⁻¹	10766,49 [8062,23–13947,28]	0,326	10817,35 [6733,90–14109,92]	0,451	9212,36 [7342,78–17839,27]	0,784

Estratificació per índex de massa corporal

Figura 5.33. Evolució de la mediana del PPP al primer radi del peu esquerre segons cadència i IMC.



Evolució de la mediana del PPP (kPa) al primer radi del peu esquerre al llarg del percentatge de suport del cicle de la marxa, estratificada per IMC (IMC <25 kg/m² i

IMC ≥25 kg/m²), per a les tres condicions de cadència analitzades. Les diferències quantitatives entre condicions es resumeixen mitjançant l'AUC (Taula 5.33).

Taula 5.33. AUC del PPP al primer radi del peu esquerre segons la cadència, estratificada per IMC.

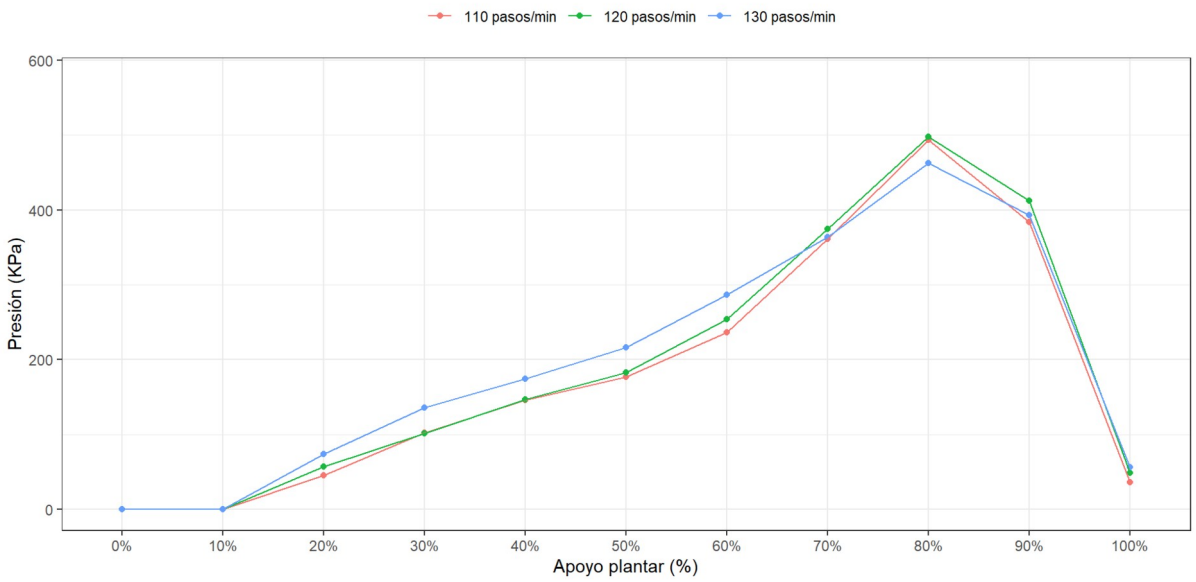
Condició	IMC <25	*p*	IMC ≥25	*p*
110 passos·min⁻¹	9562,68 [7263,94–12707,53]	–	13453,86 [9781,63–15848,99]	–
120 passos·min⁻¹	9368,73 [6929,77–13063,37]	0,607	12713,41 [9563,78–16602,99]	0,766
130 passos·min⁻¹	9167,13 [6962,26–13261,47]	0,169	13138,29 [9303,29–18154,39]	0,702

En el primer radi del peu esquerre no es detecten diferències significatives en la càrrega plantar (AUC) amb l'augment de la cadència, ni globalment ni per sexe, pes o IMC. Tot i que els valors absoluts són més elevats en participants amb major pes i IMC ≥25 kg/m², el patró de resposta es manté estable entre estrats.

5.2.2.4 Radis centrals

5.2.2.4.1 Anàlisi global

Figura 5.34. Evolució de la mediana del PPP als radis centrals del peu esquerre segons la cadència.



Evolució de la mediana del PPP (kPa) als radis centrals del peu esquerre al llarg del percentatge de suport del cicle de la marxa (0–100%) per a les tres condicions

de cadència analitzades (110, 120 i 130 passos·min^{-1}), obtinguda mitjançant el sistema F-Scan Mobile®. Els valors representen la mediana de la mostra (N = 52). Les diferències quantitatives entre condicions es resumeixen mitjançant l'àrea sota la corba, presentada a la Taula 5.34.

Taula 5.34. Àrea sota la corba (AUC) del PPP als radis centrals del peu esquerre segons la cadència (N = 52).

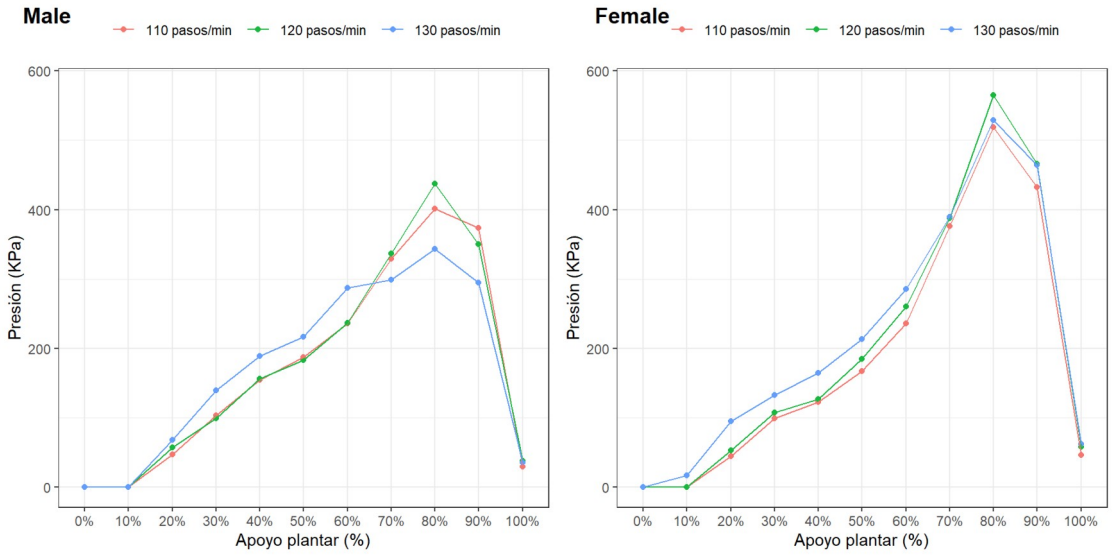
Condició	AUC (mediana [Q1–Q3])	*p* vs. 110
110 passos·min^{-1}	19468,13 [12906,11–25458,98]	–
120 passos·min^{-1}	20805,27 [13788,88–26888,50]	<0,001
130 passos·min^{-1}	22569,62 [13366,31–31366,43]	0,001

Nota: Valors expressats com a mediana [Q1–Q3]. Comparacions mitjançant test de Wilcoxon aparellat respecte a la condició basal (110 passos·min^{-1}).

5.2.2.4.2 Anàlisi estratificada

Estratificació per sexe

Figura 5.35. Evolució de la mediana del PPP als radis centrals del peu esquerre segons cadència i sexe.



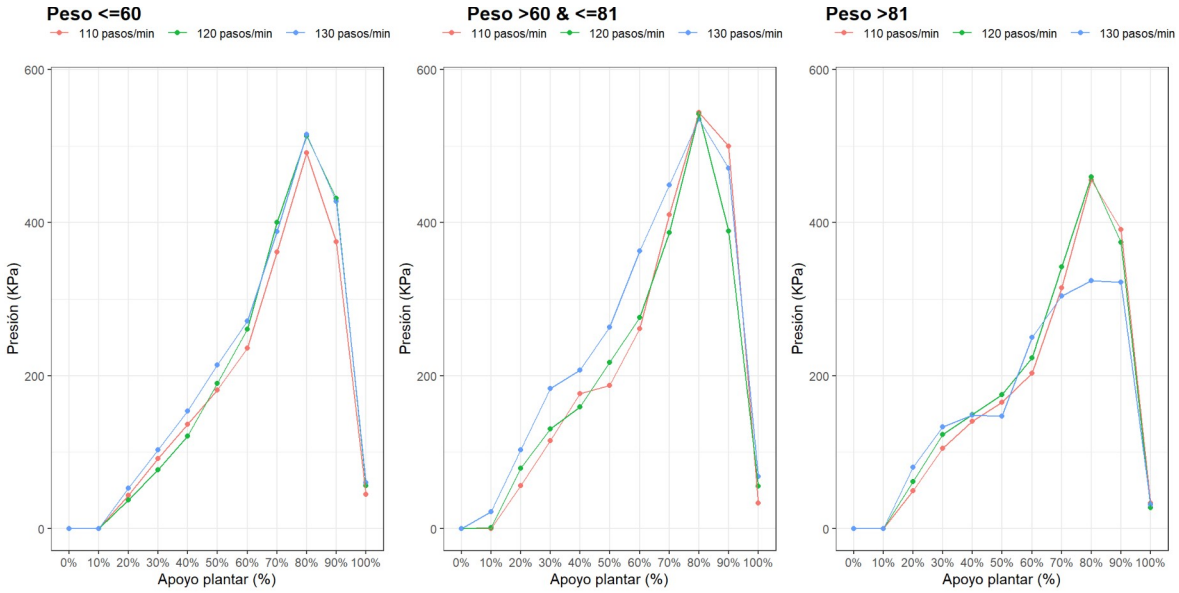
Evolució de la mediana del PPP (kPa) als radis centrals del peu esquerre al llarg del percentatge de suport, estratificada per sexe i per les tres cadències; les diferències entre condicions es resumeixen amb l'AUC (Taula 5.35).

Taula 5.35. AUC del PPP als radis centrals del peu esquerre segons la cadència, estratificada per sexe.

Condició	Homes: AUC (mediana [Q1–Q3])	*p* vs. 110	Dones: AUC (mediana [Q1–Q3])	*p* vs. 110
110 passos·min^{-1}	17405,25 [12051,97–26860,00]	–	20274,68 [15979,74–24735,58]	–
120 passos·min^{-1}	18296,28 [12660,87–27180,69]	0,007	21843,43 [17964,07–25890,94]	0,016
130 passos·min^{-1}	18688,76 [11222,10–34950,74]	0,026	24471,59 [18129,47–28298,94]	0,008

Estratificació per pes corporal

Figura 5.36. Evolució de la mediana del PPP als radis centrals del peu esquerre segons cadència i pes corporal.



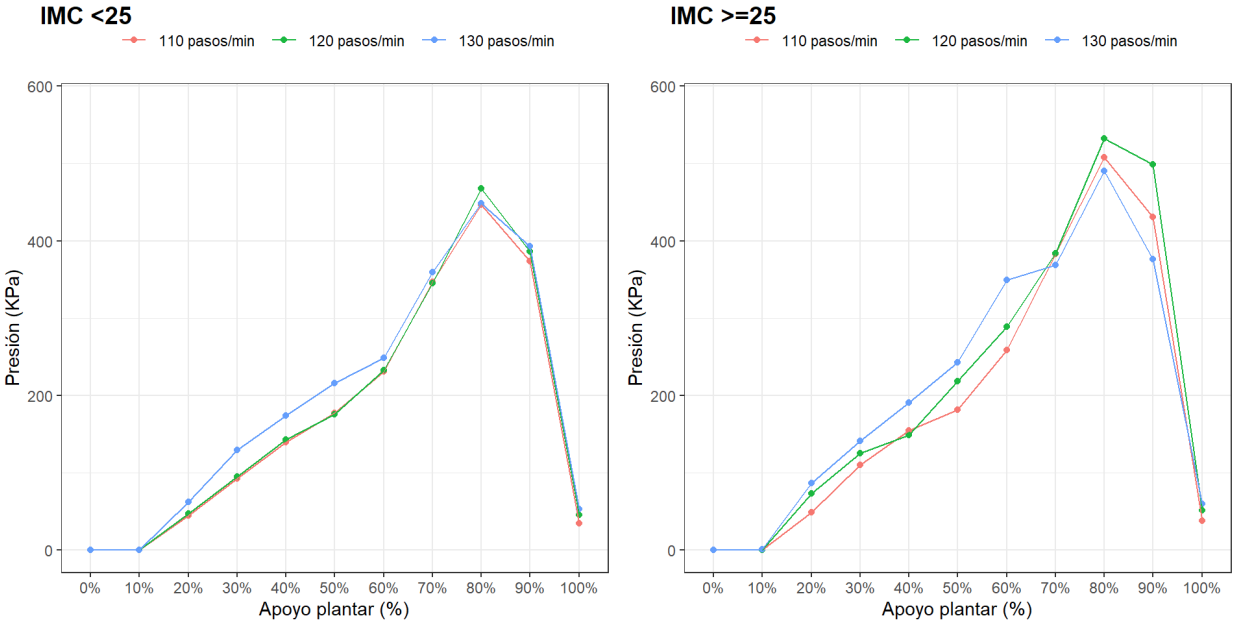
Evolució de la mediana del PPP (kPa) als radis centrals del peu esquerre al llarg del percentatge de suport del cicle de la marxa, estratificada per pes corporal (≤60 kg; >60–≤81 kg; >81 kg) i per les tres cadències; les diferències entre condicions es resumeixen amb l'AUC (Taula 5.36).

Taula 5.36. AUC del PPP als radis centrals del peu esquerre segons la cadència, estratificada per pes corporal.

Condició	≤60 kg	*p*	>60–≤81 kg	*p*	>81 kg	*p*
110 passos·min⁻¹	19421,88 [15356,46–21482,04]	–	23927,73 [12051,97–27002,79]	–	18468,54 [13060,02–19862,01]	–
120 passos·min⁻¹	19904,49 [17095,25–23196,33]	0,173	26253,70 [12660,87–32578,55]	0,009	19402,30 [13060,02–21784,38]	0,055
130 passos·min⁻¹	22760,11 [16387,64–25091,62]	0,153	29338,40 [13636,35–36946,58]	0,003	19935,77 [11855,85–21219,79]	0,376

Estratificació per índex de massa corporal

Figura 5.37. Evolució de la mediana del PPP als radis centrals del peu esquerre segons cadència i IMC.



Evolució de la mediana del PPP (kPa) als radis centrals del peu esquerre al llarg del percentatge de suport del cicle de la marxa, estratificada per IMC (IMC <25 kg/m² i IMC ≥25 kg/m²), per a les tres condicions de cadència analitzades. Les

diferències quantitatives entre condicions es resumeixen mitjançant l'AUC (Taula 5.37).

Taula 5.37. AUC del PPP als radis centrals del peu esquerre segons la cadència, estratificada per IMC.

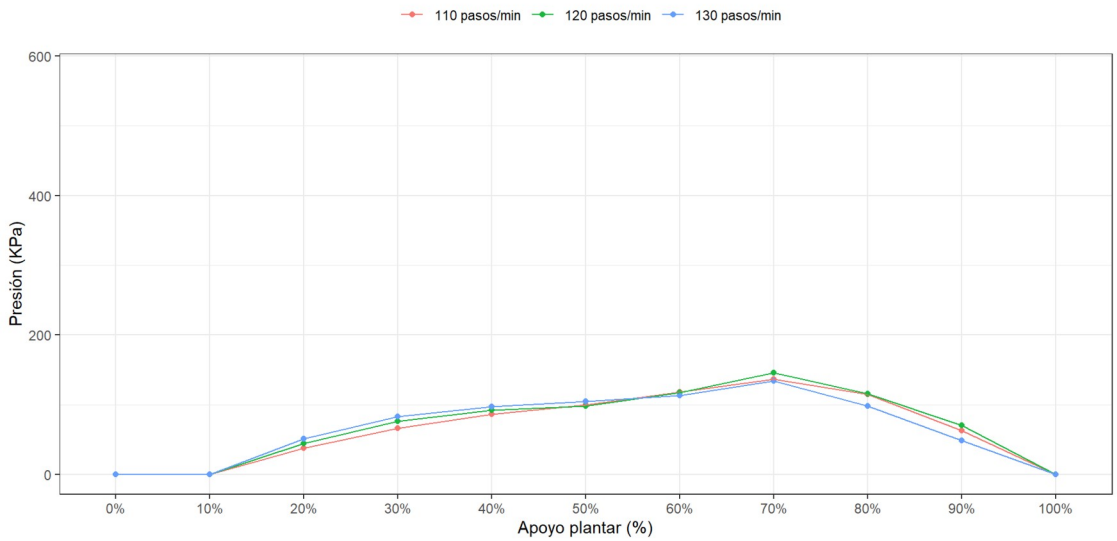
Condició	IMC <25	*p*	IMC ≥25	*p*
110 passos·min^{-1}	18257,88 [12147,59–25350,22]	–	20268,78 [16419,33–25431,82]	–
120 passos·min^{-1}	18893,25 [13233,98–26708,81]	0,012	22521,10 [17743,27–28981,22]	0,018
130 passos·min^{-1}	22760,11 [12826,24–29584,56]	0,001	21931,79 [18065,26–35362,00]	0,119

Als radis centrals del peu esquerre, la càrrega plantar augmenta significativament amb la cadència, especialment respecte a la condició basal (110 passos·min^{-1}), de manera consistent per sexe, pes i IMC; els valors són més elevats en dones, participants amb major pes i IMC ≥25 kg/m², suggerint una redistribució progressiva de la càrrega cap a aquestes zones.

5.2.2.5 Cinquè radi

5.2.2.5.1 Anàlisi global

Figura 5.38. Evolució de la mediana del PPP al cinquè radi del peu esquerre segons la cadència.



Evolució de la mediana del PPP (kPa) al cinquè radi del peu esquerre al llarg del percentatge de suport (0–100%) per a les tres cadències (110, 120 i 130

passos·min^{-1}), mesurada amb el sistema F-Scan Mobile®; els valors corresponen a la mediana de la mostra (N = 52) i les diferències entre condicions es resumeixen amb l'AUC (Taula 5.38).

Taula 5.38. Àrea sota la corba (AUC) del PPP al cinquè radi del peu esquerre segons la cadència (N = 52).

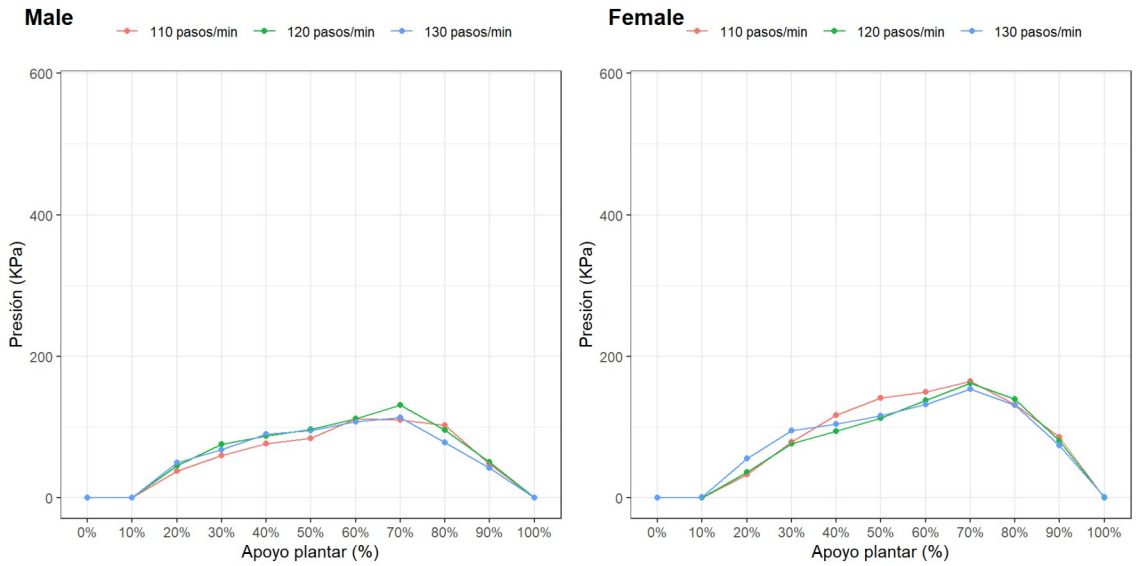
Condició	AUC (mediana [Q1–Q3])	*p* vs. 110
110 passos·min^{-1}	6983,92 [5139,18–10599,23]	–
120 passos·min^{-1}	8373,47 [5918,16–10454,30]	0,087
130 passos·min^{-1}	7784,23 [5336,03–9505,27]	0,594

Nota: Valors expressats com a mediana [Q1–Q3]. Comparacions mitjançant test de Wilcoxon aparellat respecte a la condició basal (110 passos·min^{-1}).

5.2.2.5.2 Anàlisi estratificada

Estratificació per sexe

Figura 5.39. Evolució de la mediana del PPP al cinquè radi del peu esquerre segons cadència i sexe.



Evolució de la mediana del PPP (kPa) al cinquè radi del peu esquerre al llarg del percentatge de suport del cicle de la marxa, estratificada per sexe i per les tres

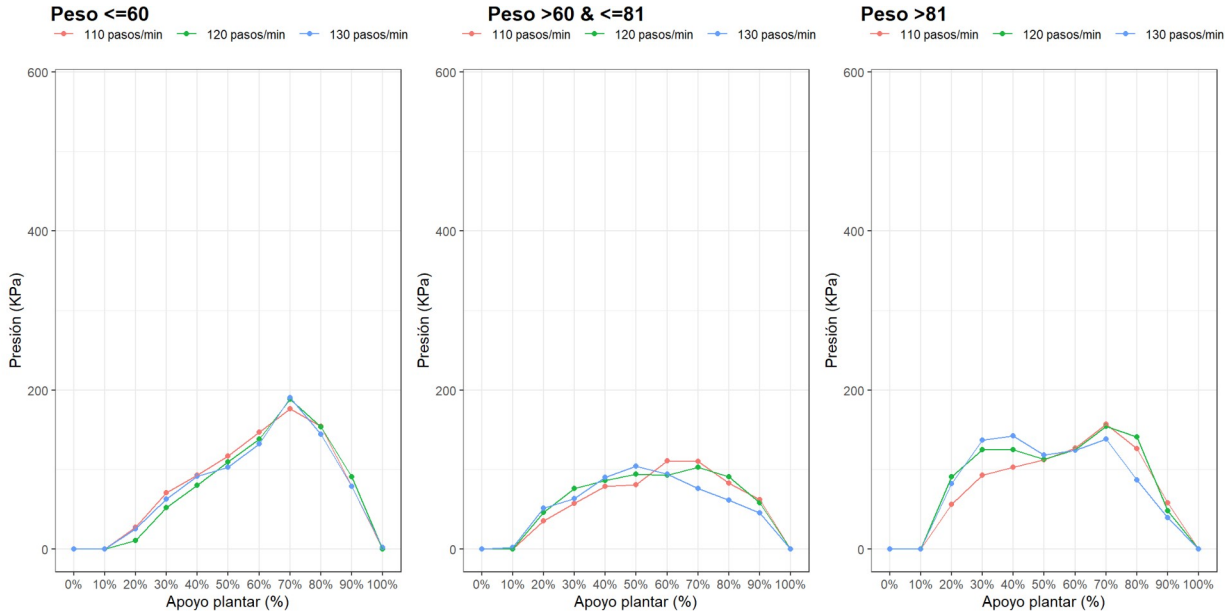
cadències; les diferències entre condicions es resumeixen amb l'AUC (Taula 5.39).

Taula 5.39. AUC del PPP al cinquè radi del peu esquerre segons la cadència, estratificada per sexe.

Condició	Homes: AUC (mediana [Q1–Q3])	*p* vs. 110	Dones: AUC (mediana [Q1–Q3])	*p* vs. 110
110 passos·min^{-1}	6628,92 [4634,48–8684,52]	–	10487,63 [6193,20–12004,68]	–
120 passos·min^{-1}	7644,81 [5281,13–10446,30]	0,080	8804,01 [7449,00–11266,33]	0,656
130 passos·min^{-1}	7000,16 [4201,94–8074,31]	0,727	9130,86 [6295,47–12431,38]	0,702

Estratificació per pes corporal

Figura 5.40. Evolució de la mediana del PPP al cinquè radi del peu esquerre segons cadència i pes corporal.



Evolució de la mediana del PPP (kPa) al cinquè radi del peu esquerre al llarg del percentatge de suport del cicle de la marxa, estratificada per pes corporal (≤60 kg; >60–≤81 kg; >81 kg), per a les tres condicions de cadència analitzades. Les

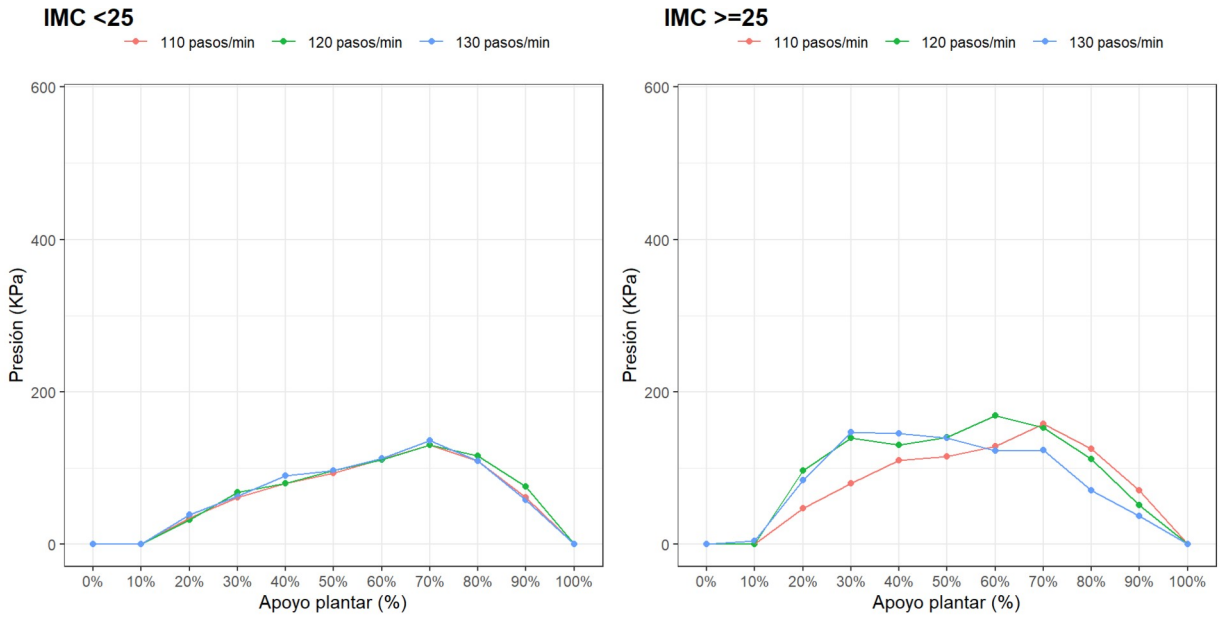
diferències quantitatives entre condicions es resumeixen mitjançant l'AUC (Taula 5.40).

Taula 5.40. AUC del PPP al cinquè radi del peu esquerre segons la cadència, estratificada per pes corporal.

Condició	≤60 kg	*p*	>60–≤81 kg	*p*	>81 kg	*p*
110 passos·min⁻¹	10097,33 [6102,25–11855,20]	–	6492,76 [4460,38–8555,07]	–	8788,86 [5668,20–12881,75]	–
120 passos·min⁻¹	8623,88 [7552,27–10137,06]	1,000	7565,53 [5053,97–10451,76]	0,101	8341,77 [7581,79–15573,86]	0,290
130 passos·min⁻¹	8929,67 [6301,99–11480,58]	1,000	6756,09 [4121,52–8352,49]	0,270	7353,78 [6909,94–14273,09]	0,542

Estratificació per índex de massa corporal

Figura 5.41. Evolució de la mediana del PPP al cinquè radi del peu esquerre segons cadència i IMC.



Evolució de la mediana del PPP (kPa) al cinquè radi del peu esquerre al llarg del percentatge de suport del cicle de la marxa, estratificada per IMC (IMC <25 kg/m² i IMC ≥25 kg/m²), per a les tres condicions de cadència analitzades. Les diferències quantitatives entre condicions es resumeixen mitjançant l'AUC (Taula 5.41).

Taula 5.41. AUC del PPP al cinquè radi del peu esquerre segons la cadència, estratificada per IMC.

Condició	IMC <25	*p*	IMC ≥25	*p*
110 passos·min^{-1}	6864,05 [5139,18–10390,73]	–	8297,56 [5632,44–12685,33]	–
120 passos·min^{-1}	7631,28 [5829,21–9129,89]	0,761	10075,58 [7792,09–15257,63]	0,016
130 passos·min^{-1}	7675,02 [4740,81–9134,64]	0,798	7784,23 [6204,80–15518,36]	0,609

Al cinquè radi del peu esquerre no s'observen diferències estadísticament significatives consistents en la càrrega plantar associades a l'augment de la cadència en l'anàlisi global. Les anàlisis estratificades mostren variacions en els valors absoluts de l'AUC segons sexe, pes corporal i IMC, amb valors generalment més elevats en dones i participants amb IMC ≥25 kg/m². No obstant això, l'efecte de la cadència sobre la pressió plantar en aquesta regió lateral del peu és més discret en comparació amb les regions centrals i medials de l'avantpeu.

5.2.3 Anàlisi descriptiva completa de les pressions plantars (taules completes PPP 0-100%)

Aquest apartat presenta l'anàlisi descriptiva completa de les pressions plantars registrades mitjançant el sistema F-Scan® durant la marxa a velocitat constant sota diferents condicions de cadència. Les dades s'ofereixen amb un nivell de detall ampliat respecte al presentat en els apartats anteriors del capítol de resultats, amb l'objectiu de proporcionar transparència metodològica en el tractament de les dades i facilitar futures comparacions o possibles reanàlisis.

Concretament, s'hi inclouen els valors de la mediana i el rang interquartílic (Q1–Q3) del *peak plantar pressure* (PPP) al llarg del percentatge de la fase de suport (0–100%), per a les diferents UAF de l'avantpeu i per a cadascuna de les condicions de cadència analitzades (110, 120 i 130 passos·min^{-1}).

A causa del volum d'informació generat per l'anàlisi temporal del PPP al llarg de tot el percentatge de suport, aquestes taules no es presenten íntegrament en els apartats analítics principals del capítol, on els resultats s'han sintetitzat mitjançant

figures, comparacions estadístiques i indicadors resum. No obstant això, la seva inclusió en aquest apartat permet documentar de manera completa el comportament temporal de la pressió plantar registrat durant el protocol experimental.

Anàlisi principal amb el sistema F-Scan®

Aquest subapartat recull l'anàlisi descriptiva principal obtinguda amb el sistema F-Scan®, basada en el registre de múltiples passes consecutives durant intervals estacionaris de marxa. Les dades corresponen a participants adults sans (N = 52) i s'han calculat de manera independent per a cada condició de cadència.

Peu dret

En aquest subapartat es presenten les taules descriptives corresponents al peu dret, desglossades segons les diferents UAF de l'avantpeu analitzades. Per a cada regió s'informa del comportament temporal del PPP al llarg de la fase de suport, expressat com a percentatge del cicle (0–100%), així com dels valors descriptius corresponents a cada condició experimental de cadència.

Taula 5.42. Descriptius del PPP (mediana [Q1–Q3]) al primer dit del peu dret al llarg del percentatge de suport segons la condició de cadència (110, 120 i 130 passos·min^{-1}) (N = 52)

% suport	110 passos·min^{-1}	120 passos·min^{-1}	130 passos·min^{-1}
0%	0.00 [0.00; 0.00]	0.00 [0.00; 0.00]	0.00 [0.00; 0.00]
10%	0.00 [0.00; 0.00]	0.00 [0.00; 0.00]	0.00 [0.00; 0.00]
20%	0.00 [0.00; 4.00]	0.00 [0.00; 5.25]	0.00 [0.00; 7.25]
30%	0.00 [0.00; 32.2]	0.00 [0.00; 19.5]	6.00 [0.00; 45.0]
40%	9.50 [0.00; 65.0]	1.50 [0.00; 52.0]	14.0 [0.00; 82.2]
50%	26.5 [0.00; 89.0]	23.0 [0.00; 73.2]	29.0 [0.00; 86.0]
60%	68.0 [3.75; 137]	57.5 [7.75; 101]	51.5 [0.00; 144]
70%	112 [34.5; 195]	114 [41.8; 161]	100 [32.8; 227]
80%	180 [90.5; 343]	166 [71.5; 272]	174 [72.8; 306]
90%	194 [83.5; 346]	146 [84.0; 276]	165 [76.2; 331]
100%	20.5 [0.00; 52.2]	14.5 [0.00; 27.8]	25.0 [2.25; 63.5]

Nota. Les dades s'expressen com a mediana i interval interquartílic [Q1–Q3]. El percentatge de suport correspon al cicle de contacte plantar (0–100%).

Taula 5.43. Descriptius del PPP (mediana [Q1–Q3]) als dits menors del peu dret al llarg del percentatge de suport segons la condició de cadència (110, 120 i 130 passos·min^{-1}) (N = 52)

% suport	110 passos·min^{-1}	120 passos·min^{-1}	130 passos·min^{-1}
0%	0.00 [0.00; 0.00]	0.00 [0.00; 0.00]	0.00 [0.00; 0.00]
10%	0.00 [0.00; 0.00]	0.00 [0.00; 0.00]	0.00 [0.00; 0.00]
20%	0.00 [0.00; 0.00]	0.00 [0.00; 1.75]	0.00 [0.00; 5.00]
30%	0.00 [0.00; 21.0]	0.00 [0.00; 27.8]	0.00 [0.00; 46.2]
40%	8.50 [0.00; 59.2]	4.00 [0.00; 53.0]	11.0 [0.00; 69.2]
50%	22.0 [0.00; 66.8]	16.5 [0.00; 68.5]	22.0 [0.00; 82.2]
60%	50.0 [2.25; 81.5]	31.5 [0.00; 87.5]	37.0 [0.00; 94.0]
70%	71.0 [34.5; 141]	70.0 [11.5; 131]	73.5 [10.0; 144]
80%	126 [57.5; 201]	124 [45.0; 196]	115 [35.2; 200]
90%	120 [60.2; 219]	104 [50.2; 197]	117 [47.2; 213]
100%	0.00 [0.00; 31.8]	0.00 [0.00; 23.2]	7.50 [0.00; 36.0]

Nota. Les dades s'expressen com a mediana i interval interquartílic [Q1–Q3]. El percentatge de suport correspon al cicle de contacte plantar (0–100%).

Taula 5.44. Descriptius del PPP (mediana [Q1–Q3]) al primer radi del peu dret al llarg del percentatge de suport segons la condició de cadència (110, 120 i 130 passos·min^{-1}) (N = 52)

% suport	110 passos·min^{-1}	120 passos·min^{-1}	130 passos·min^{-1}
0%	0.00 [0.00; 0.00]	0.00 [0.00; 0.00]	0.00 [0.00; 0.00]
10%	0.00 [0.00; 0.00]	0.00 [0.00; 0.00]	0.00 [0.00; 0.00]
20%	2.00 [0.00; 21.8]	5.50 [0.00; 38.5]	3.00 [0.00; 48.2]
30%	23.5 [8.00; 88.0]	37.5 [7.75; 77.2]	40.0 [12.8; 85.0]
40%	55.0 [29.8; 117]	62.0 [38.0; 124]	72.5 [33.2; 117]
50%	84.5 [51.0; 142]	90.0 [60.5; 140]	96.0 [53.5; 136]
60%	126 [78.8; 192]	132 [83.5; 188]	128 [89.0; 175]
70%	196 [146; 254]	186 [130; 265]	172 [131; 244]
80%	260 [191; 345]	232 [168; 346]	246 [154; 316]
90%	180 [137; 279]	163 [119; 252]	160 [119; 238]
100%	14.0 [0.00; 36.5]	9.00 [0.00; 48.8]	19.5 [4.75; 54.8]

Nota. Les dades s'expressen com a mediana i interval interquartílic [Q1–Q3]. El percentatge de suport correspon al cicle de contacte plantar (0–100%).

Taula 5.45. Descriptius del PPP (mediana [Q1–Q3]) als radis centrals del peu dret al llarg del percentatge de suport segons la condició de cadència (110, 120 i 130 passos·min^{-1}) (N = 52)

% suport	110 passos·min^{-1}	120 passos·min^{-1}	130 passos·min^{-1}
0%	0.00 [0.00; 0.00]	0.00 [0.00; 0.00]	0.00 [0.00; 0.00]
10%	0.00 [0.00; 30.0]	0.00 [0.00; 22.2]	12.0 [0.00; 31.5]
20%	66.5 [35.8; 87.2]	66.0 [33.0; 99.5]	80.0 [36.0; 112]
30%	92.5 [61.2; 127]	94.0 [60.0; 167]	114 [71.8; 166]
40%	118 [83.0; 158]	128 [91.8; 206]	148 [93.0; 226]
50%	149 [113; 226]	190 [130; 233]	194 [105; 276]
60%	210 [154; 272]	234 [190; 328]	227 [144; 314]
70%	290 [201; 424]	320 [231; 442]	314 [210; 410]
80%	384 [273; 523]	389 [260; 547]	356 [234; 521]
90%	342 [221; 455]	344 [184; 513]	330 [166; 485]
100%	51.0 [25.0; 78.5]	51.0 [21.8; 71.5]	53.0 [22.8; 83.8]

Nota. Les dades s'expressen com a mediana i interval interquartílic [Q1–Q3]. El percentatge de suport correspon al cicle de contacte plantar (0–100%).

Taula 5.46. Descriptius del PPP (mediana [Q1–Q3]) al cinquè radi del peu dret al llarg del percentatge de suport segons la condició de cadència (110, 120 i 130 passos·min^{-1}) (N = 52)

% suport	110 passos·min^{-1}	120 passos·min^{-1}	130 passos·min^{-1}
0%	0.00 [0.00; 0.00]	0.00 [0.00; 0.00]	0.00 [0.00; 0.00]
10%	0.00 [0.00; 32.2]	0.00 [0.00; 27.0]	8.50 [0.00; 47.5]
20%	61.0 [24.8; 102]	58.5 [23.2; 91.2]	70.5 [39.2; 100]
30%	79.5 [52.2; 117]	79.0 [51.0; 116]	100 [55.0; 134]
40%	95.0 [69.8; 120]	91.0 [60.8; 133]	104 [55.8; 138]
50%	100 [77.5; 133]	90.5 [70.0; 138]	100 [68.2; 145]
60%	116 [81.5; 160]	106 [77.2; 149]	99.0 [68.8; 148]
70%	142 [95.2; 213]	134 [81.8; 175]	104 [74.0; 149]
80%	138 [73.2; 215]	120 [80.0; 188]	104 [55.0; 143]
90%	90.5 [56.8; 128]	84.5 [50.0; 116]	70.0 [41.5; 105]
100%	3.50 [0.00; 15.0]	0.00 [0.00; 25.0]	8.00 [0.00; 29.5]

Nota. Les dades s'expressen com a mediana i interval interquartílic [Q1–Q3]. El percentatge de suport correspon al cicle de contacte plantar (0–100%).

Peu esquerre

Taula 5.47. Descriptius del PPP (mediana [Q1–Q3]) al primer dit del peu esquerre al llarg del percentatge de suport segons la condició de cadència (110, 120 i 130 passos·min^{-1}) (N = 52)

% suport	110 passos·min^{-1}	120 passos·min^{-1}	130 passos·min^{-1}
0%	0.00 [0.00; 0.00]	0.00 [0.00; 0.00]	0.00 [0.00; 0.00]
10%	0.00 [0.00; 0.00]	0.00 [0.00; 0.00]	0.00 [0.00; 0.00]
20%	0.00 [0.00; 7.25]	0.00 [0.00; 4.50]	0.00 [0.00; 3.00]
30%	0.50 [0.00; 48.2]	0.00 [0.00; 44.5]	0.50 [0.00; 29.0]
40%	22.5 [0.00; 85.5]	16.5 [0.00; 66.5]	22.0 [0.00; 56.0]
50%	43.0 [0.00; 130]	35.5 [0.00; 112]	38.0 [0.00; 93.2]
60%	92.0 [24.2; 214]	57.5 [11.8; 204]	66.5 [18.8; 136]
70%	158 [62.2; 304]	108 [31.0; 288]	118 [29.2; 235]
80%	278 [128; 421]	193 [93.0; 362]	171 [78.5; 357]
90%	291 [138; 386]	230 [90.0; 366]	198 [90.2; 348]
100%	35.0 [8.25; 64.2]	16.5 [1.50; 46.5]	25.0 [3.75; 63.2]

Nota. Les dades s'expressen com a mediana i interval interquartílic [Q1–Q3]. El percentatge de suport correspon al cicle de contacte plantar (0–100%).

Taula 5.48. Descriptius del PPP (mediana [Q1–Q3]) als dits menors del peu esquerre al llarg del percentatge de suport segons la condició de cadència (110, 120 i 130 passos·min^{-1}) (N = 52)

% suport	110 passos·min^{-1}	120 passos·min^{-1}	130 passos·min^{-1}
0%	0.00 [0.00; 0.00]	0.00 [0.00; 0.00]	0.00 [0.00; 0.00]
10%	0.00 [0.00; 0.00]	0.00 [0.00; 0.00]	0.00 [0.00; 0.00]
20%	0.00 [0.00; 0.00]	0.00 [0.00; 0.25]	0.00 [0.00; 0.00]
30%	0.00 [0.00; 4.50]	0.00 [0.00; 10.5]	0.00 [0.00; 12.2]
40%	0.00 [0.00; 31.5]	0.00 [0.00; 25.8]	2.50 [0.00; 30.0]
50%	0.00 [0.00; 48.5]	4.50 [0.00; 43.5]	19.5 [0.00; 48.0]
60%	13.0 [0.00; 76.0]	20.0 [0.00; 71.2]	24.5 [0.00; 73.2]
70%	69.0 [8.75; 119]	53.0 [3.00; 108]	63.0 [7.50; 98.2]
80%	118 [45.0; 191]	109 [40.0; 157]	99.0 [28.8; 136]
90%	134 [58.5; 210]	94.0 [39.0; 169]	86.5 [32.8; 141]
100%	12.0 [0.00; 36.2]	2.00 [0.00; 19.5]	7.00 [0.00; 35.0]

Nota. Les dades s'expressen com a mediana i interval interquartílic [Q1–Q3]. El percentatge de suport correspon al cicle de contacte plantar (0–100%).

Taula 5.49. Descriptius del PPP (mediana [Q1–Q3]) al primer radi del peu esquerre al llarg del percentatge de suport segons la condició de cadència (110, 120 i 130 passos·min^{-1}) (N = 52)

% suport	110 passos·min^{-1}	120 passos·min^{-1}	130 passos·min^{-1}
0%	0.00 [0.00; 0.00]	0.00 [0.00; 0.00]	0.00 [0.00; 0.00]
10%	0.00 [0.00; 0.00]	0.00 [0.00; 0.00]	0.00 [0.00; 0.00]
20%	0.00 [0.00; 22.8]	3.00 [0.00; 27.0]	5.50 [0.00; 30.2]
30%	33.0 [8.75; 70.5]	28.5 [12.8; 62.5]	36.5 [14.0; 71.2]
40%	57.0 [33.8; 111]	62.5 [43.8; 95.2]	66.0 [46.5; 106]
50%	104 [64.2; 148]	90.5 [66.8; 124]	90.5 [66.8; 159]
60%	142 [105; 195]	134 [93.0; 201]	135 [92.5; 200]
70%	222 [150; 279]	210 [132; 276]	202 [142; 278]
80%	281 [206; 386]	274 [180; 398]	263 [180; 352]
90%	185 [115; 312]	192 [107; 321]	178 [111; 270]
100%	7.00 [0.00; 30.5]	16.5 [0.00; 40.0]	25.5 [3.00; 42.5]

Nota. Les dades s'expressen com a mediana i interval interquartílic [Q1–Q3]. El percentatge de suport correspon al cicle de contacte plantar (0–100%).

Taula 5.50. Descriptius del PPP (mediana [Q1–Q3]) als radis centrals del peu esquerre al llarg del percentatge de suport segons la condició de cadència (110, 120 i 130 passos·min^{-1}) (N = 52)

% suport	110 passos·min^{-1}	120 passos·min^{-1}	130 passos·min^{-1}
0%	0.00 [0.00; 0.00]	0.00 [0.00; 0.00]	0.00 [0.00; 0.00]
10%	0.00 [0.00; 12.8]	0.00 [0.00; 22.2]	0.00 [0.00; 32.0]
20%	45.5 [25.8; 83.0]	57.5 [22.2; 122]	74.0 [36.5; 130]
30%	102 [63.0; 138]	102 [68.2; 182]	136 [66.2; 212]
40%	146 [97.8; 198]	146 [104; 225]	174 [91.0; 284]
50%	177 [127; 259]	183 [134; 276]	216 [130; 376]
60%	236 [192; 320]	254 [198; 352]	286 [184; 388]
70%	362 [238; 466]	374 [278; 518]	364 [258; 514]
80%	494 [312; 643]	498 [319; 651]	462 [290; 662]
90%	384 [196; 554]	412 [230; 600]	393 [230; 652]
100%	36.0 [24.5; 61.5]	48.5 [27.0; 70.8]	56.5 [29.8; 88.0]

Nota. Les dades s'expressen com a mediana i interval interquartílic [Q1–Q3]. El percentatge de suport correspon al cicle de contacte plantar (0–100%).

Taula 5.51. Descriptius del PPP (mediana [Q1–Q3]) al cinquè radi del peu esquerre al llarg del percentatge de suport segons la condició de cadència (110, 120 i 130 passos·min^{-1}) (N = 52)

% suport	110 passos·min^{-1}	120 passos·min^{-1}	130 passos·min^{-1}
0%	0.00 [0.00; 0.00]	0.00 [0.00; 0.00]	0.00 [0.00; 0.00]
10%	0.00 [0.00; 2.00]	0.00 [0.00; 9.75]	0.00 [0.00; 30.2]
20%	38.0 [9.75; 88.8]	44.5 [14.0; 93.8]	51.0 [17.8; 96.2]
30%	66.5 [45.0; 103]	76.0 [43.0; 134]	83.0 [46.2; 150]
40%	86.0 [59.8; 138]	92.5 [63.0; 136]	97.5 [50.0; 165]
50%	100 [63.5; 143]	98.5 [71.2; 146]	105 [64.5; 150]
60%	118 [72.2; 173]	118 [71.8; 174]	113 [60.0; 163]
70%	136 [83.8; 209]	146 [77.8; 219]	134 [61.8; 193]
80%	115 [69.5; 172]	116 [77.5; 176]	98.5 [45.2; 144]
90%	63.0 [42.0; 90.2]	70.5 [44.2; 99.8]	49.0 [32.5; 83.2]
100%	0.00 [0.00; 0.00]	0.00 [0.00; 3.25]	0.00 [0.00; 8.75]

Nota. Les dades s'expressen com a mediana i interval interquartílic [Q1–Q3]. El percentatge de suport correspon al cicle de contacte plantar (0–100%).

De manera global, aquestes taules permeten visualitzar amb detall l'evolució temporal del PPP al llarg de la fase de suport per a cadascuna de les UAF de l'avantpeu. Atès el volum d'informació i la variabilitat interindividual inherent a aquest tipus de mesures, la interpretació biomecànica dels resultats s'ha realitzat principalment a partir de les anàlisis resumides i comparatives presentades als apartats previs d'aquest capítol i es desenvolupa posteriorment en el capítol de Discussió.

5.3 Resultats espaciotemporals de la marxa (OptoGait®)

L'anàlisi dels paràmetres espaciotemporals de la marxa es va realitzar mitjançant el sistema OptoGait®, amb l'objectiu de verificar el correcte control de les condicions experimentals de cadència i descriure les adaptacions temporals i espacials associades a les tres cadències imposades (110, 120 i 130 passos·min^{-1}), mantenint constant la velocitat de marxa.

5.3.1 Control de la cadència i paràmetres globals de la marxa

Tal com es mostra a la Taula 5.52, els valors de cadència registrats mitjançant OptoGait® es van ajustar de manera precisa als objectius establerts en el protocol

experimental. La cadència mitjana va ser de 111 ± 1,76 passos·min^{-1} a la condició de 110 passos·min^{-1}, 120 ± 2,02 passos·min^{-1} a la condició intermèdia i 130 ± 1,68 passos·min^{-1} a la condició més elevada, indicant una elevada adherència al protocol.

L'augment progressiu de la cadència es va associar a una disminució sistemàtica de la longitud de la gambada, que va passar de 145 ± 11,8 cm a 110 passos·min^{-1} a 124 ± 10,2 cm a 130 passos·min^{-1}. De manera paral·lela, la durada del cicle de la marxa es va reduir progressivament, passant d'1,08 ± 0,02 s a 0,92 ± 0,07 s entre les condicions extrema baixa i alta de cadència.

5.3.2 Paràmetres temporals i espacials del peu dret

Pel que fa al peu dret, la longitud del pas va disminuir progressivament amb l'augment de la cadència, amb valors mitjans de 72,7 ± 6,11 cm a 110 passos·min^{-1}, 66,9 ± 5,78 cm a 120 passos·min^{-1} i 62,3 ± 5,20 cm a 130 passos·min^{-1}.

El percentatge de fase de contacte va mostrar un lleuger increment amb l'augment de la cadència (67,7 ± 3,37% a 69,7 ± 3,63%), mentre que la fase d'oscil·lació va disminuir de manera progressiva (32,2 ± 3,34% a 30,3 ± 3,63%). De manera coherent amb aquests canvis, els temps corresponents a la resposta a la càrrega i al prebalanç es van incrementar lleugerament amb l'augment de la cadència.

El temps de pas es va reduir de forma clara amb l'augment de la cadència, passant de 0,54 ± 0,01 s a 110 passos·min^{-1} a 0,45 ± 0,06 s a 130 passos·min^{-1}.

5.3.3 Paràmetres temporals i espacials del peu esquerre

Els resultats corresponents al peu esquerre van mostrar un patró molt similar al del peu dret. La longitud del pas va disminuir progressivament amb l'augment de la cadència (72,0 ± 6,07 cm a 62,1 ± 5,57 cm), mentre que el percentatge de fase de contacte va augmentar lleugerament i la fase d'oscil·lació va disminuir.

Els temps de resposta a la càrrega i de prebalanç van augmentar amb la cadència, i el temps de pas es va reduir de 0,54 ± 0,01 s a 0,46 ± 0,01 s entre les condicions extrema baixa i alta. No es van observar diferències rellevants entre extremitats, indicant un patró de marxa simètric en totes les condicions analitzades.

Taula 5.52. Descripció dels paràmetres espaciotemporals de la marxa obtinguts amb OptoGait® segons la cadència (N = 52).

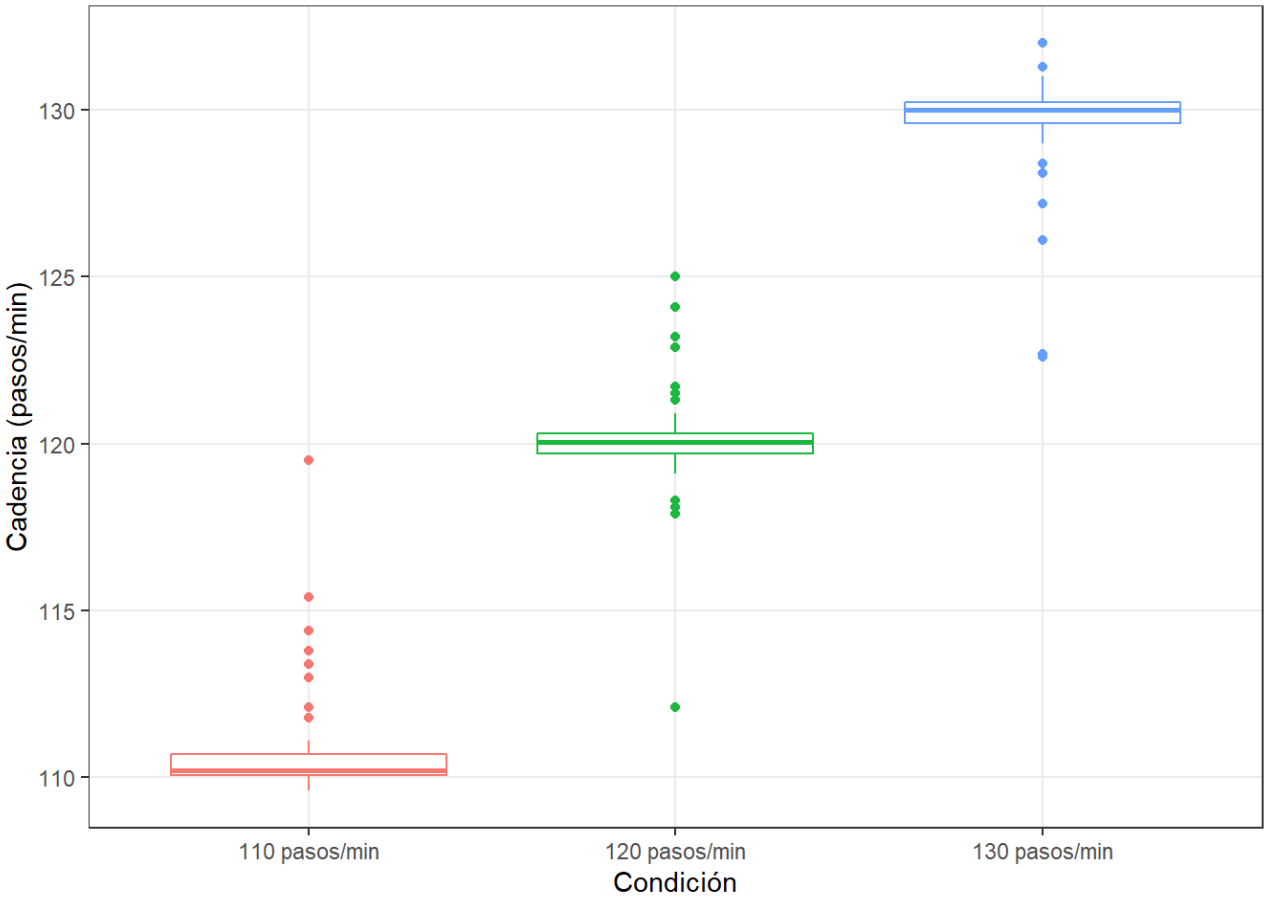
Variable	**110 passos·min^{-1}**	**120 passos·min^{-1}**	**130 passos·min^{-1}**
Cadència (passos·min^{-1})	111 ± 1,76	120 ± 2,02	130 ± 1,68
Longitud de la gambada (cm)	145 ± 11,8	134 ± 11,2	124 ± 10,2
Cicle de la marxa (s)	1,08 ± 0,02	1,00 ± 0,01	0,92 ± 0,07
Peu dret			
Longitud del pas (cm)	72,7 ± 6,11	66,9 ± 5,78	62,3 ± 5,20
Fase de contacte (%)	67,7 ± 3,37	68,6 ± 5,89	69,7 ± 3,63
Fase d'oscil·lació (%)	32,2 ± 3,34	30,8 ± 3,67	30,3 ± 3,63
Resposta a la càrrega (%)	17,8 ± 3,37	19,2 ± 3,79	19,7 ± 3,76
Prebalanç (%)	17,9 ± 3,45	19,0 ± 3,64	19,8 ± 3,57
Temps de pas (s)	0,54 ± 0,01	0,50 ± 0,01	0,45 ± 0,06
Peu esquerre			
Longitud del pas (cm)	72,0 ± 6,07	65,9 ± 10,0	62,1 ± 5,57
Fase de contacte (%)	67,9 ± 3,38	69,1 ± 3,54	69,7 ± 3,65
Fase d'oscil·lació (%)	32,1 ± 3,42	31,0 ± 3,71	30,3 ± 3,66
Resposta a la càrrega (%)	17,9 ± 3,46	19,0 ± 3,62	19,8 ± 3,55
Prebalanç (%)	17,8 ± 3,40	19,2 ± 3,83	19,8 ± 3,78
Temps de pas (s)	0,54 ± 0,01	0,50 ± 0,01	0,46 ± 0,01

Valors expressats com a mitjana ± desviació estàndard. Les dades corresponen a les tres condicions de cadència analitzades (110, 120 i 130 passos·min^{-1}), mantenint constant la velocitat de marxa.

5.3.4. Cadència

La Figura 5.42 mostra els valors de cadència registrats mitjançant el sistema OptoGait® en les tres condicions experimentals (110, 120 i 130 passos·min^{-1}). Els resultats confirmen que els participants van mantenir de manera precisa les cadències objectiu establertes pel protocol experimental.

Figura 5.42. Cadència segons la condició experimental.



Distribució dels valors de cadència (passos·min^{-1}) registrats amb el sistema OptoGait® en les tres condicions experimentals (110, 120 i 130 passos·min^{-1}). Les dades es representen mitjançant diagrames de caixa, mostrant la mediana, els quartils i els valors extrems. N = 52.

Anàlisi estadística de la cadència

L'anàlisi mitjançant un model de mesures repetides va mostrar un efecte significatiu de la condició experimental sobre la cadència registrada (ANOVA, $p < 0,0001$).

Taula 5.53. Anàlisi de la variància **(**ANOVA) per a la cadència.

Font	df	Suma de quadrats	Quadrat mitjà	F	*p*
Condició	2	9070,04	4535,02	1359,21	<0,0001
Residus	153	510,49	3,34		

Taula 5.54. Mitjanes marginals estimades de la cadència segons la condició experimental.

Condició	Mitjana (passos·min^{-1})	SE	df	IC 95%
110 passos·min^{-1}	110,88	0,25	153	[110,38 – 111,38]
120 passos·min^{-1}	119,95	0,25	153	[119,45 – 120,45]
130 passos·min^{-1}	129,55	0,25	153	[129,05 – 130,05]

Taula 5.55. Comparacions múltiples post-hoc (Tukey HSD) per a la cadència.

Comparació	Diferència mitjana	IC 95%	*p* ajustat
120 – 110	9,08	[8,23 – 9,92]	<0,0001
130 – 110	18,67	[17,83 – 19,52]	<0,0001
130 – 120	9,60	[8,75 – 10,45]	<0,0001

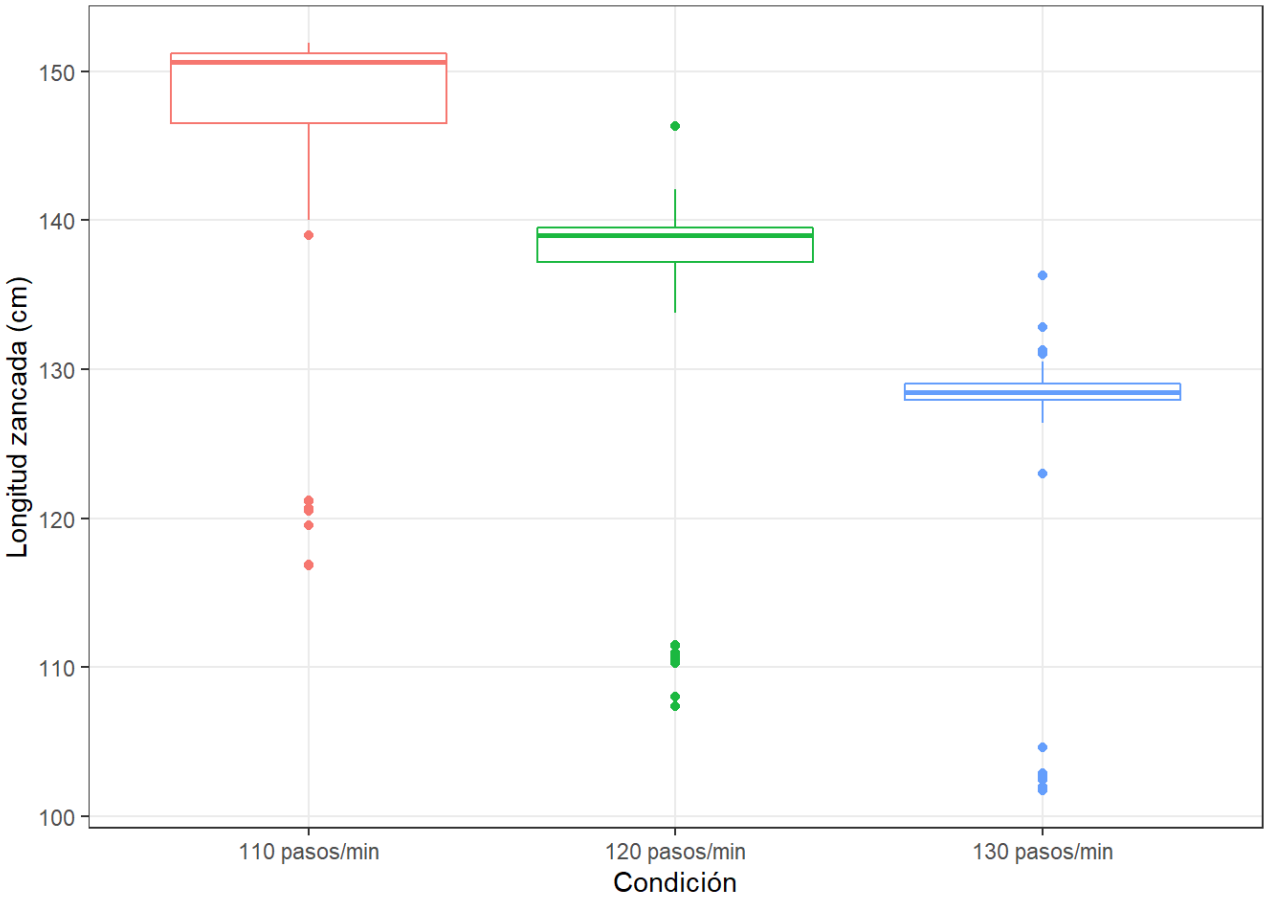
En conjunt, els resultats confirmen diferències estadísticament significatives entre totes les condicions de cadència analitzades, amb increments progressius i clarament diferenciats entre 110, 120 i 130 passos·min^{-1}. Aquests resultats verifiquen el correcte control experimental de la cadència i justifiquen la

interpretació dels canvis observats en els paràmetres temporals i de pressió plantar en els subapartats posteriors.

5.3.5 Longitud de la gambada

La Figura 5.43 mostra la longitud de la gambada registrada en les tres condicions de cadència analitzades (110, 120 i 130 passos·min^{-1}). S'observa una disminució progressiva de la longitud de la gambada a mesura que augmenta la cadència.

Figura 5.43. Longitud de la gambada segons la condició experimental.



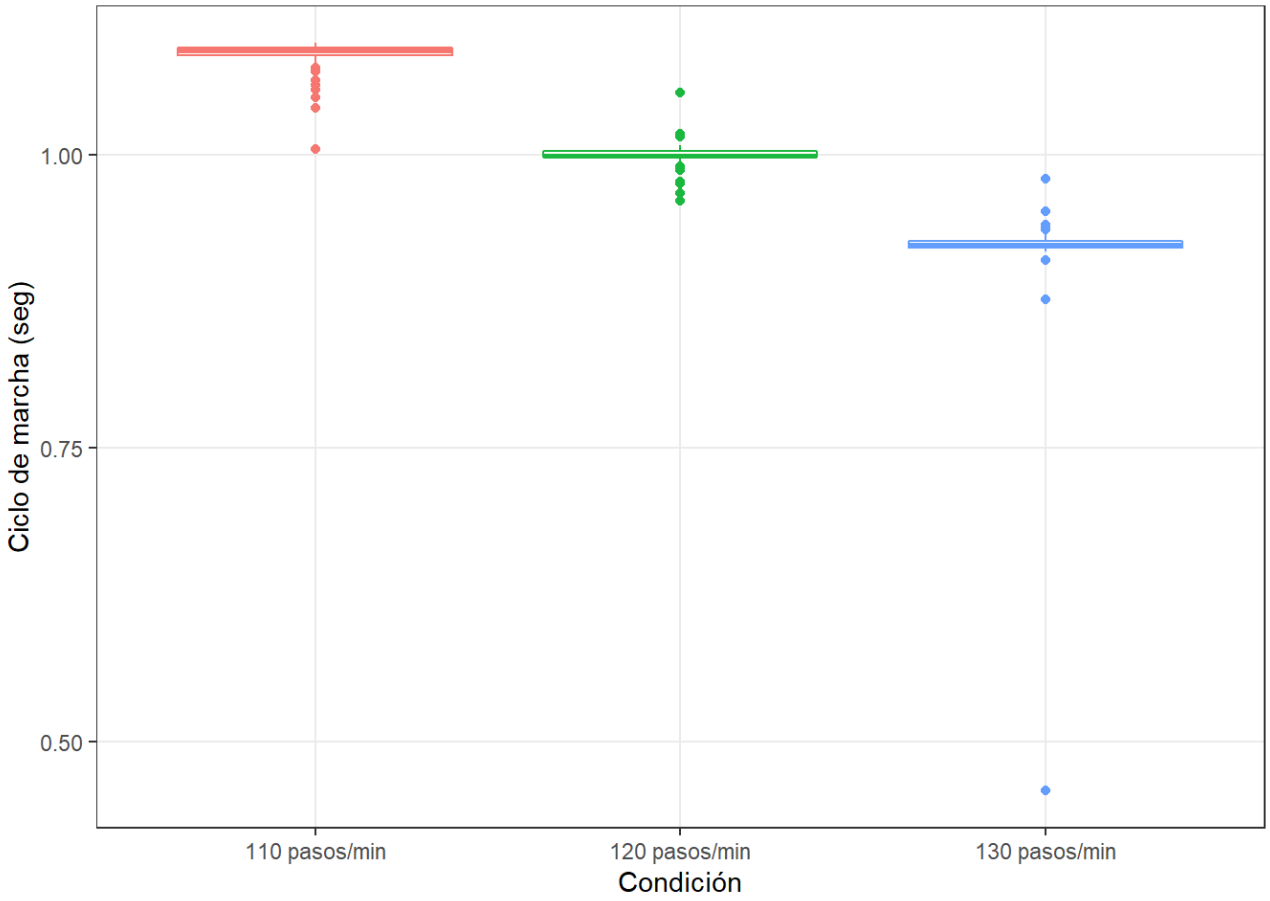
Distribució dels valors de longitud de la gambada (cm) obtinguts amb el sistema OptoGait® en les tres condicions experimentals (110, 120 i 130 passos·min^{-1}). Els

diagrames de caixa representen la mediana, els quartils i els valors extrems. N = 52.

5.3.6 Cicle de la marxa

La Figura 5.44 representa la durada del cicle de la marxa en funció de la condició experimental. Els resultats mostren una reducció clara i progressiva del temps de cicle amb l'increment de la cadència.

Figura 5.44. Durada del cicle de la marxa segons la condició experimental.



Distribució dels valors del cicle de la marxa (s) registrats mitjançant el sistema OptoGait® en les tres condicions experimentals (110, 120 i 130 passos·min^{-1}). Les dades es presenten mitjançant diagrames de caixa amb indicació de la mediana, els quartils i els valors extrems. N = 52.

Anàlisi estadística del cicle de la marxa

L' ANOVA de mesures repetides va mostrar un efecte significatiu de la condició experimental sobre la durada del cicle de la marxa ($p < 0,0001$).

Taula 5.56. ANOVA per al cicle de la marxa.

Font	df	Suma de quadrats	Quadrat mitjà	F	*p*
Condició	2	0,720	0,360	226,054	<0,0001
Residus	153	0,244	0,002		

Taula 5.57. Mitjanes marginals estimades del cicle de la marxa segons la condició experimental.

Condició	Mitjana (s)	SE	df	IC 95%
110 passos·min^{-1}	1,08	0,01	153	[1,07 – 1,09]
120 passos·min^{-1}	1,00	0,01	153	[0,99 – 1,01]
130 passos·min^{-1}	0,92	0,01	153	[0,91 – 0,93]

Taula 5.58. Comparacions múltiples post-hoc (Tukey HSD) per al cicle de la marxa.

Comparació	Diferència mitjana (s)	IC 95%	*p* ajustat
120 – 110	−0,08	[−0,10 – −0,06]	<0,0001
130 – 110	−0,17	[−0,18 – −0,15]	<0,0001
130 – 120	−0,08	[−0,10 – −0,06]	<0,0001

De manera global, l'augment de la cadència s'associa a una reducció progressiva de la longitud de la gambada i de la durada del cicle de la marxa, amb diferències estadísticament significatives entre totes les condicions analitzades. Aquests resultats confirmen l'adequada adaptació espaciotemporal de la marxa a les condicions experimentals imposades.

5.4 Síntesi dels resultats espaciotemporals

En conjunt, els resultats obtinguts mitjançant el sistema OptoGait® confirmen que la modulació controlada de la cadència de marxa a velocitat constant produeix adaptacions sistemàtiques dels principals paràmetres temporals i espacials de la marxa. L'increment progressiu de la cadència (110, 120 i 130 passos·min^{-1}) es va associar de manera consistent a una reducció de la durada del cicle de la marxa, del temps de pas i de la longitud de la gambada, evidenciant una compressió temporal global del patró locomotor amb una adaptació espacial compensatòria.

Des del punt de vista experimental, els valors de cadència registrats mitjançant OptoGait® es van ajustar amb precisió a les condicions objectiu del protocol, amb diferències estadísticament significatives entre totes les condicions (ANOVA, $p < 0,0001$), fet que confirma el control rigorós de la variable independent. Paral·lelament, la reducció progressiva del cicle de la marxa i del temps de pas reforça la interpretació que l'augment de la cadència comporta una compressió sistemàtica del temps disponible durant la fase de suport.

A nivell espacial, es va observar una disminució progressiva de la longitud del pas i de la longitud de la gambada en ambdues extremitats, sense diferències rellevants entre el peu dret i l'esquerre, indicant una adaptació espaciotemporal simètrica del patró de marxa. Les fases temporals relatives van mostrar ajustos modestos, amb un lleuger increment del percentatge de fase de contacte i una reducció lleu de la fase d'oscil·lació, sense alteracions funcionals rellevants ni pèrdua de simetria interextremitats.

Aquest conjunt de resultats confirma que la modulació de la cadència es va produir en un context de velocitat estrictament controlada i amb una elevada estabilitat del patró locomotor, descartant que els canvis observats posteriorment en la càrrega plantar puguin atribuir-se a variacions de velocitat o a alteracions espaciotemporals desorganitzades.

Taula 5.59. Síntesi integradora dels canvis espaciotemporals de la marxa segons la cadència (OptoGait®, N = 52)

Variable	120 vs 110 passos·min^{-1} (direcció del canvi)	130 vs 110 passos·min^{-1} (direcció del canvi)	Significació estadística	Interpretació funcional estricta
Cadència (passos·min^{-1})	↑	↑	p < 0,0001 (ANOVA-RM)	Control experimental precís de la variable independent
Durada del cicle de la marxa (s)	↓	↓	p < 0,0001 (ANOVA-RM)	Compressió temporal sistemàtica del cicle de la marxa
Temps de pas (s)	↓	↓	Descriptiva (sense contrast)	Reducció del temps disponible durant la fase de suport
Longitud de la gambada (cm)	↓	↓	Descriptiva (sense contrast)	Adaptació espacial compensatòria a l'augment de la cadència
Longitud del pas dret (cm)	↓	↓	Descriptiva (sense contrast)	Ajust espaciotemporal progressiu i simètric
Longitud del pas esquerre (cm)	↓	↓	Descriptiva (sense contrast)	Coherència interextremitats del patró locomotor
Fase de contacte (%)	↑ lleu	↑ lleu	Descriptiva	Ajust temporal del suport sense alteracions funcionals rellevants
Fase d'oscil·lació (%)	↓ lleu	↓ lleu	Descriptiva	Redistribució temporal del cicle de la marxa
Simetria dreta–esquerra	↔	↔	Descriptiva (simetria)	Patró de marxa globalment simètric entre extremitats

Nota. Les fletxes indiquen la direcció predominant del canvi respecte a la condició basal de 110 passos·min^{-1} (↑ increment; ↓ disminució; ↔ absència de canvis rellevants). La cadència i la durada del cicle de la marxa es van analitzar mitjançant ANOVA de mesures repetides (ANOVA-RM) amb comparacions post-hoc de Tukey. La resta de variables espaciotemporals es presenten amb finalitat descriptiva, sense contrast inferencial específic, per contextualitzar les adaptacions espaciotemporals associades a la modulació de la cadència en condicions de velocitat constant (OptoGait®, N = 52).

Amb l'objectiu de sintetitzar de manera integradora els ajustos espaciotemporals associats a la modulació de la cadència i facilitar la seva lectura conjunta amb els resultats de pressió plantar, es presenta a continuació una taula de síntesi que resumeix la direcció dels canvis observats en les principals variables registrades amb el sistema OptoGait®, mantenint constant la velocitat de marxa.

En síntesi, l'increment progressiu de la cadència es tradueix en una compressió temporal sistemàtica del cicle de la marxa, caracteritzada per la reducció del temps de pas, de la durada del cicle i de la longitud de la gambada, sense alteracions rellevants de la simetria entre extremitats. Aquest patró espaciotemporal coherent valida el control experimental de la cadència com a variable temporal independent i estableix el context funcional necessari per interpretar, en l'apartat següent, la redistribució de la càrrega plantar acumulada (AUC del PPP) segons UAF de l'avantpeu observada sota les diferents condicions de cadència.

5.5 Síntesi integradora dels resultats de pressió plantar

En conjunt, l'anàlisi comparativa de les tres condicions de cadència (110, 120 i 130 passos·min^{-1}), a velocitat de marxa constant, evidencia que la modulació temporal del patró locomotor s'associa a canvis en la redistribució de la càrrega plantar segons UAF (AUC del PPP) a l'avantpeu, sense evidència d'un increment global homogeni de la càrrega plantar.

Des d'una perspectiva mecànica, els ajustos temporals descrits a l'apartat anterior es van associar a modificacions específiques en la distribució de la càrrega plantar segons UAF estudiades. De manera particular, l'augment de la cadència es va relacionar amb una disminució significativa de la càrrega acumulada en determinades regions distals, especialment al primer dit del peu esquerre ($p = 0,001$ en ambdues comparacions) i als dits menors del peu esquerre ($p = 0,044$ i $p = 0,023$), així com als dits menors del peu dret en la condició de cadència intermèdia (120 vs 110 passos·min^{-1}; $p = 0,036$). En canvi, la resta de regions distals del peu dret no van assolir significació estadística.

Paral·lelament, els radis metatarsians centrals van mostrar increments significatius de la càrrega plantar acumulada (AUC del PPP), especialment al peu esquerre tant a la condició intermèdia ($p < 0,001$) com a la condició elevada ($p = 0,001$), i al peu dret de manera selectiva a la condició intermèdia ($p = 0,002$), sense diferències significatives a la cadència més elevada ($p = 0,134$). En

contrast, el primer radi va presentar una resposta globalment estable entre condicions en ambdós peus (tots els $p > 0,05$), suggerint una menor sensibilitat a la modulació temporal del cicle de la marxa.

Pel que fa al cinquè radi, es va observar una disminució significativa de la càrrega plantar acumulada al peu dret en la condició de cadència elevada (130 vs 110 passos·min^{-1}; $p = 0,009$), mentre que al peu esquerre les variacions no van assolir significació estadística ($p = 0,087$ i $p = 0,594$).

Aquest patró global indica que l'augment de la cadència, a velocitat constant, no comporta una descàrrega homogènia de l'avantpeu, sinó una redistribució específica de la càrrega plantar acumulada (AUC del PPP) segons UAF de l'avantpeu, caracteritzada per disminucions en estructures distals (primer dit i dits menors) i increments localitzats als radis metatarsians centrals, amb una major consistència estadística en el peu esquerre.

La present síntesi integradora es basa en l'anàlisi global de la mostra ($N = 52$), atesa la seva major robustesa estadística, mentre que les anàlisis estratificades es presenten amb caràcter exploratori i contextual dels resultats principals.

Amb la finalitat d'integrar de manera objectiva els resultats de les UAF de la càrrega plantar i facilitar-ne la interpretació global, es presenta a continuació una taula de síntesi que recull exclusivament les diferències estadísticament significatives de l'àrea sota la corba respecte a la condició basal de 110 passos·min^{-1}, indicant la direcció del canvi, la seva significació estadística i la interpretació biomecànica estrictament derivada de les dades.

En conjunt, la síntesi integradora dels resultats indica que l'augment de la cadència, a velocitat constant, no s'associa a una reducció homogènia de la càrrega plantar acumulada, sinó a una redistribució específica segons UAF de l'avantpeu. Es van observar disminucions estadísticament significatives de la càrrega en regions distals, especialment al primer dit del peu esquerre i als dits menors, amb significació estadística consistent al peu esquerre i també al peu

dret en la condició de cadència intermèdia (120 passos·min^{-1}), així com al cinquè radi del peu dret en la condició de cadència elevada.

Taula 5.60. Síntesi integradora dels canvis en la càrrega plantar acumulada (AUC del PPP) segons la cadència de marxa (N = 52)

UAF avantpeu	Peu	120 vs 110 (direcció)	p	Significatiu	130 vs 110 (direcció)	p	Significatiu	Interpretació biomecànica estricta
Primer dit	Dret	↓	0,132	No	↓	0,162	No	Sense canvis significatius distals
Primer dit	Esquerre	↓	0,001	Sí	↓	0,001	Sí	Disminució significativa de la càrrega distal
Dits menors	Dret	↓	0,036	Sí	↔	0,149	No	Reducció significativa de la càrrega digital a cadència intermèdia
Dits menors	Esquerre	↓	0,044	Sí	↓	0,023	Sí	Reducció significativa de la càrrega digital
Primer radi	Dret	↑	0,577	No	↑	0,571	No	Estabilitat funcional del primer radi
Primer radi	Esquerre	↓	0,512	No	↓	0,188	No	Sense adaptació significativa
Radis centrals	Dret	↑	0,002	Sí	↑	0,134	No	Increment central a cadència intermèdia
Radis centrals	Esquerre	↑	<0,001	Sí	↑	0,001	Sí	Increment central progressiu i robust
Cinquè radi	Dret	↓	0,084	No	↓	0,009	Sí	Disminució significativa de la càrrega lateral a alta cadència
Cinquè radi	Esquerre	↑	0,087	No	↑	0,594	No	Variacions no significatives

Nota. La càrrega plantar acumulada s'expressa com a àrea sota la corba del PPP (AUC del PPP), calculada a partir de les corbes temporals del PPP normalitzades al 0–100% de la fase de suport (intervals del 10%) per a cada UAF i condició experimental, i expressada en unitats de kPa·%. Les comparacions es van realitzar respecte a la condició basal de 110 passos·min^{-1} mitjançant el test de rangs signats de Wilcoxon per a dades aparellades, després d'un contrast global amb el test de Friedman (N = 52). Les fletxes indiquen la direcció predominant del canvi respecte a la condició basal, segons la variació de la mediana (↑ augment de la càrrega; ↓ disminució de la càrrega; ↔ absència de canvis rellevants). L'AUC del PPP

s'interpreta com un indicador de càrrega acumulada relativa durant el suport normalitzat i no com la integral pressió-temps clàssica basada en el temps absolut de contacte.

Paral·lelament, els radis metatarsians centrals van mostrar increments significatius de la càrrega plantar acumulada, especialment al peu esquerre en ambdues condicions de cadència superior i, de manera selectiva, a la condició intermèdia (120 passos·min^{-1}) al peu dret. En contrast, el primer radi es va mantenir globalment estable sense diferències estadísticament significatives en ambdós peus, suggerint una menor sensibilitat a la modulació temporal del cicle de la marxa.

Aquests resultats reforcen la interpretació que la modulació controlada de la cadència, mantenint constant la velocitat de desplaçament, produeix principalment una reorganització de les UAF de la càrrega plantar de l'avantpeu més que una descàrrega global, amb un patró heterogeni dependent de la regió anatòmica i amb una major consistència estadística en el peu esquerre. En aquest context, la cadència emergeix com una variable moduladora del temps de suport i de la transferència de càrrega plantar durant la fase de suport, en coherència amb les adaptacions espaciotemporals observades en la longitud de la gambada i la durada del cicle de la marxa.

5.5.1 Anàlisi integradora estratificada de la càrrega plantar

L'anàlisi estratificada (Taula 5.61) mostra que el patró general de redistribució de la càrrega plantar segons UAF de l'avantpeu es manté consistent entre subgrups, reforçant la robustesa biomecànica del fenomen observat en l'anàlisi global. En particular, els increments de la càrrega acumulada als radis metatarsians centrals es confirmen en diversos estrats de sexe, pes i IMC, especialment a la condició de cadència intermèdia (120 passos·min^{-1}) i, de manera més marcada, al peu esquerre.

Taula 5.61. Síntesi integradora estratificada de la significació dels canvis en la càrrega plantar acumulada (AUC del PPP) segons la cadència de marxa (anàlisi exploratòria per sexe, pes i IMC) (N = 52)

UAF	120 vs 110: estrats significatius (direcció)	130 vs 110: estrats significatius (direcció)	Lectura integradora
Primer dit (dret)	Sense diferències significatives	Sense diferències significatives	Hàl·lux dret estable en tots els estrats.
Dits menors (dret)	**Sexe:** Dones ↓ **Pes:** ≤60 ↓	**Sexe:** Dones ↓ **Pes:** ≤60 ↓ **IMC:** <25 ↓	Efecte distal (digital) **selectiu** (sobretot dones/baix pes/IMC<25).
Primer radi (dret)	Sense diferències significatives	Sense diferències significatives	Primer radi dret **estable** en tots els estrats.
Radis centrals (dret)	**Sexe:** Homes ↑, Dones ↑ **Pes:** 60–81 ↑ **IMC:** <25 ↑, ≥25 ↑	**Sexe:** Dones ↑ **Pes:** 60–81 ↑	Increment central **robust**, sobretot a **120** (i parcial a 130).
Cinquè radi (dret)	**Pes:** >81 ↓	**Pes:** >81 ↓ **IMC:** <25 ↓	Efecte lateral **puntual** (perfils específics).
Primer dit (esquerre)	**Sexe:** Homes ↓, Dones ↓ **Pes:** ≤60 ↓, 60–81 ↓ **IMC:** <25 ↓	**Sexe:** Homes ↓, Dones ↓ **Pes:** 60–81 ↓ **IMC:** <25 ↓	Disminució distal **consistent** (més clara en IMC<25 i pes mitjà).
Dits menors (esquerre)	**Sexe:** Dones ↓ **Pes:** ≤60 ↓	**Sexe:** Dones ↓ **Pes:** ≤60 ↓ **IMC:** <25 ↓	Efecte digital esquerre **selectiu**, similar al dret (dones/≤60/IMC<25).
Primer radi (esquerre)	Sense diferències significatives	Sense diferències significatives	Primer radi esquerre **estable** en tots els estrats.
Radis centrals (esquerre)	**Sexe:** Homes ↑, Dones ↑ **Pes:** 60–81 ↑ **IMC:** <25 ↑, ≥25 ↑	**Sexe:** Homes ↑, Dones ↑ **Pes:** 60–81 ↑ **IMC:** <25 ↑	Increment central esquerre **molt robust** (120 i 130), transversal a sexe i IMC.
Cinquè radi (esquerre)	**IMC:** ≥25 ↑	Sense diferències significatives	Increment lateral esquerre **només** en IMC≥25 a 120.

Nota. La taula sintetitza els estrats (sexe, pes corporal i IMC) en què s'observen canvis estadísticament significatius de la càrrega plantar acumulada (AUC del PPP, PPP) amb l'augment de la cadència respecte a la condició basal de 110 passos·min^{-1}. Els resultats evidencien un patró central relativament robust i respostes distals més dependents del perfil dels participants. Les anàlisis estratificades es consideren exploratòries i no es va aplicar correcció per comparacions múltiples entre estrats; per tant, la seva interpretació ha de realitzar-se amb prudència i en coherència amb l'anàlisi global de la mostra (N = 52).

En contrast, les disminucions de la càrrega en estructures digitals mostren un patró més dependent del perfil, amb una major presència de canvis significatius en dones, participants amb menor pes corporal i IMC <25, suggerint una resposta distal més sensible a factors antropomètrics i funcionals. Paral·lelament, el primer

radi es manté estable en tots els estrats analitzats (tots els $p > 0,05$), consolidant la seva menor sensibilitat a la modulació temporal de la marxa.

En conjunt, la síntesi estratificada suggereix que el patró principal observat en l'anàlisi global, caracteritzat per increments de la càrrega plantar acumulada als radis metatarsians centrals i disminucions selectives en estructures distals amb l'augment de la cadència a velocitat constant, tendeix a mantenir-se en la direcció del canvi entre subgrups. Tanmateix, la magnitud i la localització específica dels canvis de les UAF mostren una variabilitat moderada dependent del perfil individual (sexe, pes i IMC). Atès el caràcter exploratori de les anàlisis estratificades i la menor potència estadística per estrats, aquests resultats s'han d'interpretar com a complementaris a l'anàlisi global i no com a evidència confirmatòria independent (Taula 5.61).

5.6 Resultats corresponents a l'article publicat

Els resultats que es presenten a continuació corresponen a l'article científic publicat i inclòs en aquesta tesi doctoral, en el qual s'analitza l'efecte de la modulació de la cadència, a velocitat de marxa constant, sobre els paràmetres espaciotemporals i la distribució de la càrrega plantar.

Per tal de facilitar-ne la interpretació, els resultats s'organitzen en tres blocs:

(1) paràmetres espaciotemporals,

(2) distribució regional de la pressió plantar, i

(3) associacions entre variables temporals i mecàniques.

Nota. Aquest apartat reprodueix i adapta els resultats de l'article publicat amb finalitats d'integració dins la present tesi doctoral.

5.6.1 Paràmetres espaciotemporals de la marxa

Els participants van mantenir de manera consistent la velocitat de marxa establerta en totes les condicions experimentals, la qual cosa permet atribuir els canvis observats principalment a la manipulació de la cadència.

L'anàlisi descriptiva va mostrar una elevada simetria funcional entre extremitats, amb diferències mínimes en longitud de pas (<1 cm), temps de pas (≤0,01 s) i percentatge de fase de suport (<0,5 punts percentuals). Per aquest motiu, els resultats es presenten com a valors promediats entre extremitats.

Tal com es mostra a la Taula 5.62, l'increment de la cadència de 110 a 130 passos·min^{-1} es va associar a una reducció progressiva del temps de pas, que va passar de 0,54 ± 0,01 s a 0,46 ± 0,03 s ($p < 0,001$). De manera concordant, també es va observar una disminució significativa de la longitud de la gambada, de 144,63 ± 11,93 cm a 124,23 ± 10,25 cm ($p < 0,001$), i de la longitud del pas, de 72,31 ± 5,96 cm a 62,13 ± 5,13 cm ($p < 0,001$).

A nivell temporal, el percentatge de fase de suport va augmentar lleugerament amb l'increment de la cadència ($p = 0,002$), mentre que el percentatge de fase d'oscil·lació es va reduir de manera complementària ($p = 0,001$). En conjunt, aquests resultats indiquen una reorganització espaciotemporal sistemàtica del patró de marxa associada a la modulació de la cadència, mantenint constant la velocitat de desplaçament.

Aquestes adaptacions es representen gràficament a les Figures 5.45 i 5.46.

Taula 5.62. Paràmetres espaciotemporals de la marxa segons la condició de cadència (mitjana ± desviació estàndard) i mida de l'efecte.

Variable	110	120	130	p	ηp²
Cadència	110.51 ± 3.26	119.95 ± 2.04	129.55 ± 1.70	<0.001	0.946
Longitud gambada	144.63 ± 11.93	134.02 ± 11.29	124.23 ± 10.25	<0.001	0.962
Longitud pas	72.31 ± 5.96	66.38 ± 6.94	62.13 ± 5.13	<0.001	0.790
Fase suport (%)	67.80 ± 3.36	68.83 ± 4.43	69.67 ± 3.63	0.002	0.114
Fase oscil·lació (%)	32.15 ± 3.43	30.98 ± 3.74	30.33 ± 3.68	0.001	0.127
Temps pas (s)	0.54 ± 0.01	0.50 ± 0.01	0.46 ± 0.03	<0.001	0.823

Nota. Els valors es presenten com a mitjana ± desviació estàndard. La cadència va ser imposada experimentalment i es presenta com a control de la manipulació, no com a variable inferencial principal. ηp² indica la mida de l'efecte (0,01 petit; 0,06 mitjà; ≥0,14 gran).

Figura 5.45. Temps de pas segons la cadència (mitjana ± DE).

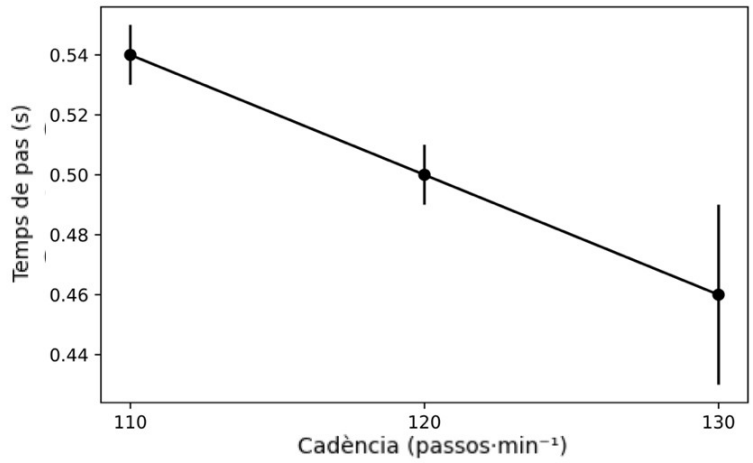
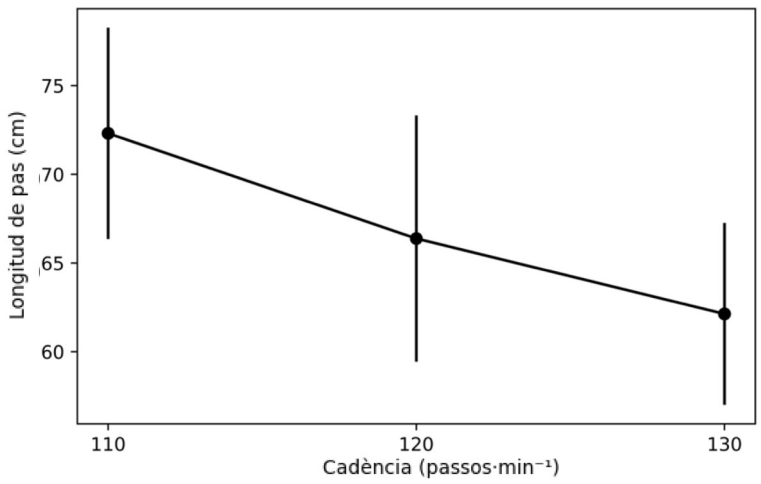


Figura 5.46. Longitud de pas segons la cadència (mitjana ± DE).



5.6.2 Distribució regional de la pressió plantar

Atesa la distribució no normal de les variables de pressió plantar, els resultats es presenten com a mediana i rang interquartílic.

Tal com es mostra a la Taula 5.63, l'anàlisi va revelar diferències significatives entre condicions de cadència en diverses regions de l'avantpeu. En conjunt, els resultats mostren que la modulació de la cadència s'associa a canvis regionals del pic de pressió plantar, si bé aquests canvis no segueixen un patró uniforme ni estrictament monotònic en totes les regions analitzades.

Els radis centrals van presentar la resposta més consistent, mentre que el primer radi no va mostrar canvis rellevants. En aquest sentit, les diferències observades suggereixen una redistribució regional de la càrrega plantar associada a l'increment de la cadència, més que no pas un augment homogeni de la pressió a tot l'avantpeu.

L'article publicat informa, a més, que la PTI va augmentar modestament amb la cadència, la qual cosa suggereix un increment discret però consistent de la càrrega plantar acumulada en caminar a cadències més elevades.

Aquests resultats es representen a les Figures 5.47 i 5.48.

Taula 5.63. Pic de pressió plantar (kPa) per regions segons la condició de cadència (mediana [Q1–Q3]) i mida de l'efecte.

Regió	110	120	130	p	W
Hàl·lux	3.32 [2.67–5.73]	3.05 [1.92–4.67]	2.89 [1.82–5.35]	<0.001	0.176
Dits menors	2.24 [1.48–2.75]	1.85 [0.94–2.54]	1.87 [0.87–2.48]	<0.001	0.152
Primer radi	4.07 [2.63–5.61]	4.23 [2.33–5.33]	3.79 [2.32–5.38]	0.031	0.073
Radis centrals	6.92 [4.05–8.82]	7.45 [4.58–9.19]	6.98 [3.95–9.01]	0.007	0.106
Cinquè radi	2.25 [1.61–3.20]	2.67 [1.63–3.10]	2.25 [1.53–2.93]	0.047	0.060

Nota. Els valors es presenten com a mediana [Q1–Q3]. p: prova de Friedman. W: coeficient de concordança de Kendall com a mida de l'efecte.

Figura 5.47. Pic de pressió plantar regional (PPP) a 110 i 130 passos·min^{-1}.

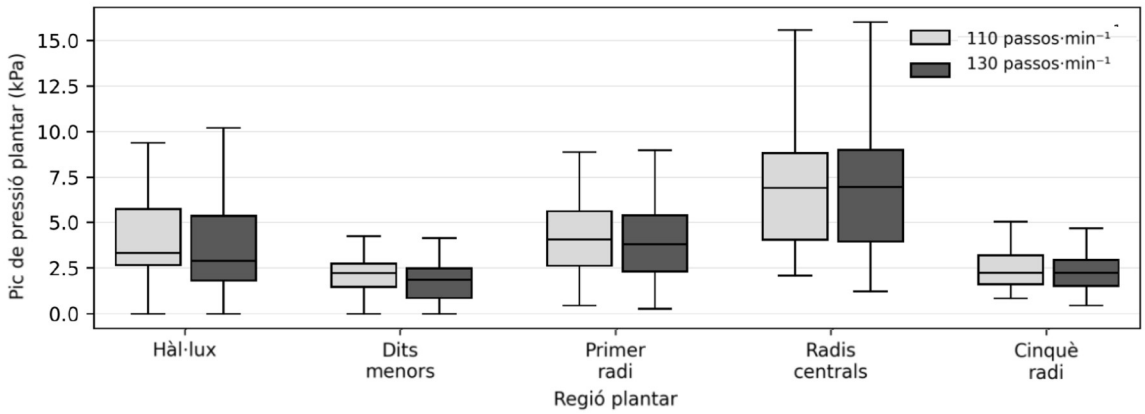
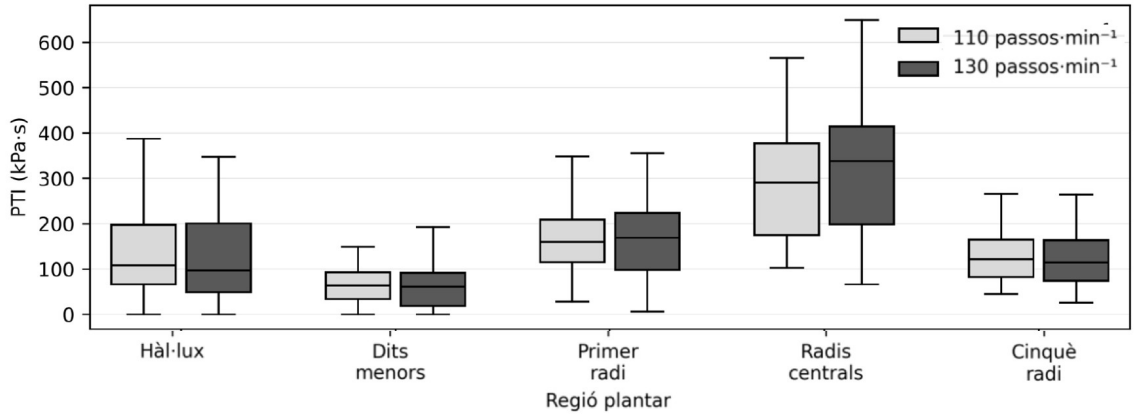


Figura 5.48. Integral pressió-temps (PTI) per regions plantars.



Nota. Figures elaborades a partir de les dades originals de l'article i adaptades per a la present tesi.

5.6.3 Associacions entre paràmetres espaciotemporals i càrrega plantar

L'anàlisi de correlació de Spearman va mostrar associacions negatives moderades entre determinats paràmetres temporals i variables globals de càrrega plantar. En concret, un temps de contacte més llarg es va associar a un menor pic de pressió plantar global ($\rho = -0{,}46$; $p_{FDR} = 0{,}001$), i un percentatge de fase de suport més elevat també es va associar a un menor pic de pressió plantar global

(ρ = −0,41; p_FDR = 0,006). Així mateix, una major durada del cicle de la marxa es va associar a una menor PTI global (ρ = −0,38; p_FDR = 0,011).

En canvi, no es van observar associacions significatives entre les variables espaciotemporals i les mesures regionals de pressió plantar després de l'aplicació de la correcció per taxa de fals descobriment.

Taula 5.64. Correlacions entre paràmetres espaciotemporals i variables regionals de pressió plantar.

Regió plantar	Variable de pressió	Rang ρ (Spearman)	p (FDR)
Cinquè radi	Pic de pressió	−0.09 a 0.06	>0.05
Cinquè radi	PTI	−0.07 a 0.07	>0.05
Dits menors	Pic de pressió	−0.26 a 0.26	>0.05
Dits menors	PTI	−0.25 a 0.22	>0.05
Hàl·lux	Pic de pressió	−0.28 a 0.29	>0.05
Hàl·lux	PTI	−0.24 a 0.35	>0.05
Primer radi	Pic de pressió	−0.15 a 0.16	>0.05
Primer radi	PTI	−0.27 a 0.27	>0.05
Radis centrals	Pic de pressió	−0.10 a 0.04	>0.05
Radis centrals	PTI	−0.05 a 0.03	>0.05

Nota. Els coeficients de correlació de Spearman (ρ) representen el rang d'associacions observades entre els paràmetres espaciotemporals (cadència, temps de pas, fase de suport, longitud de la gambada, longitud del pas i fase d'oscil·lació) i les variables de pressió plantar (pic de pressió i integral pressió-temps) per a cada regió plantar. Després de l'aplicació de la correcció per taxa de fals descobriment (FDR), cap de les correlacions regionals va resultar estadísticament significativa (tots p_FDR > 0,05).

5.6.4 Síntesi dels resultats de l'article

En conjunt, els resultats de l'article indiquen que la modulació de la cadència a velocitat constant comporta una reorganització sistemàtica del patró de marxa, caracteritzada per una reducció dels paràmetres temporals i espacials.

Paral·lelament, s'observen canvis regionals en la distribució de la càrrega plantar de l'avantpeu i un increment modest de la càrrega plantar acumulada.

A més, els resultats evidencien una relació inversa entre alguns paràmetres temporals, especialment el temps de contacte i la durada del cicle de la marxa, i les mesures globals de càrrega plantar. En conjunt, aquests resultats suggereixen una interdependència entre l'organització temporal del cicle de la marxa i la resposta mecànica plantar durant la marxa en cinta a velocitat constant.

6. Discussió

6.1 Relació entre cadència, temps de suport i pressió plantar

Els resultats del present estudi indiquen que, en condicions de velocitat constant, la modulació controlada de la cadència de marxa s'associa a adaptacions espaciotemporals sistemàtiques del patró locomotor i a canvis en la distribució de la càrrega plantar acumulada a nivell de les UAF de l'avantpeu. L'increment progressiu de la cadència (110, 120 i 130 passos·min^{-1}) es va relacionar amb una reducció significativa de la durada del cicle de la marxa (Taula 5.56), amb diferències entre totes les condicions experimentals (Taula 5.58). Aquest comportament reflecteix una restricció temporal del cicle locomotor sota control estricte de la velocitat.

Paral·lelament, el percentatge de fase de contacte va mostrar un lleuger increment de 1,8–2,0 punts percentuals (Taula 5.52), indicant que, malgrat la reducció del temps absolut de suport, la seva proporció relativa dins del cicle es manté estable. Aquest conjunt d'adaptacions és coherent amb la hipòtesi del present treball, segons la qual l'augment de la cadència actua com un mecanisme de reorganització temporal amb implicacions sobre la distribució de la càrrega plantar a nivell de les UAF de l'avantpeu.

Aquest comportament s'inscriu dins del marc conceptual de texts de referència sobre la marxa humana, que descriu l'existència d'una freqüència de pas preferida associada a l'optimització del cost metabòlic i a l'autoorganització del patró locomotor [3,68]. Tal com es va evidenciar el 1991 per Holt et al. quan la velocitat i la longitud de passa es mantenen controlades, freqüències de pas properes a la preferida s'associen a menors costos energètics, mentre que desviacions d'aquest rang incrementen el consum metabòlic [68]. En aquest context, la cadència intermèdia analitzada (120 passos·min^{-1}) pot interpretar-se com funcional dins d'un rang habitual de marxa.

Des de la perspectiva del control motor, aquesta interpretació es veu reforçada per evidència que vincula la cadència amb l'estabilitat del patró locomotor. Danion et al. van mostrar l'any 2003 que la modulació experimental de la freqüència i de la longitud de pas modifica la variabilitat espaciotemporal, amb valors mínims en freqüències intermèdies [19]. De manera complementària, Hak et al. van posar de manifest l'any 2013 que increments de la freqüència de pas poden augmentar els marges d'estabilitat dinàmica fins i tot a velocitat constant [45]. En conjunt, aquests resultats suggereixen que els ajustos temporals del pas influeixen simultàniament en el control locomotor i en les demandes mecàniques del suport.

En coherència amb aquests ajustos, el nostre estudi mostra una disminució del temps de pas i de la longitud de la gambada (Taula 5.52), compatible amb un mecanisme compensatori per mantenir la velocitat de marxa (Taula 5.59). Aquest patró es va mantenir de manera similar en ambdues extremitats, sense alteracions rellevants de la simetria, en concordança amb la literatura que descriu la cadència com una variable global capaç de modular el *timing* del cicle sense comprometre l'organització funcional en adults sans [1,3]. El control experimental mitjançant metrònom i el feedback visual amb OptoGait® van permetre una modulació consistent de la cadència entre condicions (Taula 5.53).

Des del punt de vista cinètic, l'anàlisi de l'AUC del PPP va evidenciar una resposta segmentària de l'avantpeu. L'augment de la cadència es va associar a disminucions de la càrrega acumulada en estructures digitals distals, especialment als dits menors (Taules 5.6 i 5.26) i al primer dit esquerre (Taula 5.22). Paral·lelament, es van observar increments significatius de càrrega als radis metatarsians centrals, especialment al peu esquerre (Taula 5.34) i al peu dret en la condició intermèdia (Taula 5.14), mentre que el primer radi es va mantenir estable (Taules 5.10 i 5.30) i el cinquè radi dret va disminuir a la cadència més elevada (Taula 5.18). En conjunt, aquests resultats indiquen una redistribució de la càrrega plantar entre UAF amb un patró predominantment central (Taula 5.60).

Aquest patró és concordant amb la distribució funcional descrita per Hessert et al., que van evidenciar l'any 2005 diferències regionals de pressió plantar entre segments del peu durant les diferents fases del cicle de la marxa [16]. Des d'una perspectiva biomecànica, aquests resultats suggereixen que la redistribució de càrrega a l'avantpeu pot reflectir adaptacions en la transmissió de forces associades a la progressió del pas. En aquest sentit, Zhu et al. van descriure l'any 1995 que l'augment de la cadència redueix el temps de contacte i la PTI, tot incrementant els pics de pressió plantar [22], un patró coherent amb els increments localitzats observats en els radis centrals.

Aquest comportament suggereix que els ajustos temporals del pas poden modificar l'organització mecànica global del sistema locomotor fins i tot mantenint constant la velocitat de desplaçament. En aquest sentit, Heiderscheit et al. van mostrar l'any 2011, en cursa a velocitat constant, que increments de la freqüència de pas redueixen la longitud de pas i l'excursió del centre de masses, amb implicacions mecàniques específiques [27]. Tot i les diferències entre marxa i cursa, aquests resultats apunten a una estratègia comuna basada en ajustos temporals que modifiquen la mecànica del sistema sense alterar la velocitat global. De manera complementària, Wearing et al. i Kwon i Mueller van descriure els anys 1999 i 2001, respectivament, canvis regionals de pressió associats a modificacions del pas, especialment a nivell metatarsal [23,69]. En coherència amb aquests resultats, el patró observat és compatible amb concentracions localitzades de càrrega en UAF específiques de l'avantpeu (Taula 5.60).

Des d'un punt de vista teòric, aquesta reorganització és coherent amb el model del pèndol invertit de la marxa. Kuo va descriure l'any 2007 que modificacions temporals poden requerir ajustos en la transmissió de forces durant la propulsió [9]. De manera complementària, Alderink i Õunpuu van proposar l'any 2025 una interpretació multifactorial basada en la integració de variables temporals i mecàniques [15], mentre que Stebbins et al. havien assenyalat l'any 2023 la necessitat d'una visió global que consideri la variabilitat individual i les limitacions dels models biomecànics actuals [12].

Tot i aquesta coherència teòrica, la interpretació mecanística resta limitada per l'absència de mesures de cinemàtica tridimensional, GRF i electromiografia (EMG). En conseqüència, els resultats s'han d'interpretar com a evidència d'associació entre canvis temporals i redistribució de la càrrega plantar, més que no pas com una demostració causal de mecanismes neuromusculars específics. Addicionalment, cal considerar que els resultats s'han obtingut en marxa en tapís rodant i en població adulta sana, fet que en limita la generalització directa a contextos clínics.

En relació amb la literatura sobre l'efecte de la velocitat, Segal et al. van demostrar l'any 2004 que la velocitat modula la pressió plantar de manera dependent de la regió del peu [70]. Tot i que en el present estudi la velocitat es va mantenir constant, els resultats reforcen que modificacions espaciotemporals poden alterar la distribució de càrregues (Taula 5.60). En aquest sentit, el disseny adoptat permet reduir l'ambigüitat associada a la interdependència entre variables locomotores, una aportació reforçada pel control amb OptoGait® (Taules 5.53 i 5.59).

Finalment, els resultats obtinguts concorden amb els plantejaments desenvolupats en l'article derivat d'aquesta línia de recerca [56], en què la cadència s'interpreta com una variable temporal capaç de modificar la distribució de la càrrega plantar. En conjunt, aquest apartat reforça la idea que la cadència, en condicions de velocitat controlada, constitueix un determinant funcional rellevant de la distribució de la càrrega plantar a l'avantpeu.

6.2 Implicacions clíniques: metatarsàlgia i sobrecàrrega de l'avantpeu

Des d'una perspectiva clínica, els resultats del present estudi aporten una base interpretativa útil per interpretar com modificacions temporals del patró de marxa poden influir de càrrega plantar distal del peu. En condicions de velocitat constant, l'augment controlat de la cadència es va associar a una reorganització de la càrrega plantar a nivell de les UAF de l'avantpeu, amb un patró caracteritzat per increments als radis metatarsians centrals i respostes heterogènies en les UAF

digitals i laterals (Taula 5.60). Aquest comportament indica una redistribució selectiva de la càrrega plantar entre regions amb rols funcionals diferenciats durant el suport, més que no pas una reducció homogènia de l'exposició mecànica distal.

Aquesta interpretació és clínicament rellevant, ja que el risc de càrrega plantar no depèn únicament de la magnitud instantània de la pressió, sinó també de la seva distribució regional i de la seva repetició cíclica durant la marxa. En aquest sentit, els increments de la càrrega plantar acumulada (AUC del PPP) observats a nivell de les UAF metatarsianes centrals a cadències elevades (Taula 5.60) suggereixen un augment selectiu de l'exposició mecànica distal, fins i tot en absència de canvis globals de càrrega. Així, en adults sans, la cadència pot considerar-se un modulador indirecte de l'exposició mecànica de l'avantpeu, especialment en regions potencialment vulnerables a la càrrega repetitiva. Aquest aspecte pot adquirir una rellevància especial en contextos clínics associats a neuropatia perifèrica, especialment en persones amb diabetis mellitus, en què l'alteració de la sensibilitat protectora i de la resposta propioceptiva pot afavorir l'acumulació de càrrega repetitiva en regions específiques de l'avantpeu. En aquests pacients, increments sostinguts de l'exposició mecànica plantar s'han relacionat amb un major risc d'ulceració i amb el desenvolupament de lesions per sobrecàrrega, com el mal perforant plantar, especialment a nivell dels caps metatarsians centrals [16,23,73]. Des d'aquesta perspectiva, la modulació de la cadència podria tenir implicacions potencials tant en l'anàlisi biomecànica com en l'abordatge preventiu dels perfils de risc plantar en poblacions neuropàtiques.

La literatura clínica ha vinculat patrons elevats o anòmals de pressió plantar, especialment a l'avantpeu, amb diverses patologies com el dolor, la ulceració o les fractures d'estrès metatarsianes. En aquest sentit, Menz et al. van assenyalar l'any 2006 que la distribució regional de les pressions plantars constitueix un factor rellevant en el desenvolupament de condicions relacionades amb la càrrega mecànica [71]. En coherència amb aquest marc, els resultats del present estudi reforcen la importància d'una lectura regional de la càrrega plantar: les regions

metatarsianes centrals presenten una sensibilitat superior (Taula 5.60), mentre que altres regions distals mostren respostes dependents de la condició i el primer radi es manté relativament estable. Aquesta heterogeneïtat proporciona una base biomecànica útil per interpretar perfils d'exposició plantar potencialment rellevants en contextos clínics, amb la cautela derivada de l'anàlisi en població sana.

Pel que fa als mecanismes funcionals, Zhu et al. van indicar l'any 1995 que modificacions en el temps de contacte peu-terra poden alterar les pressions plantars, amb reduccions del temps de contacte i increments de les pressions màximes [22]. En paral·lel, Hessert et al. van descriure l'any 2005 diferències regionals de les pressions plantars en funció de les demandes mecàniques del cicle de la marxa [16]. De manera complementària, Castro et al. van mostrar l'any 2015 que increments de la cadència poden modificar els PPP i les GRF amb respostes regionals no homogènies [4]. En conjunt, aquesta evidència dona suport a una interpretació funcional segons la qual els ajustos temporals del pas poden modificar la mecànica del suport i generar respostes regionals específiques a l'avantpeu [4,16,22].

Des del punt de vista terapèutic, la redistribució de la càrrega és un objectiu central en l'abordatge de la sobrecàrrega de l'avantpeu. Les ortesis plantars constitueixen una estratègia externa que permet modificar la distribució de pressions. Stolwijk et al. van observar l'any 2011 que les plantilles personalitzades redueixen la pressió sota els caps metatarsians i incrementen la càrrega en regions proximals, evidenciant un mecanisme de redistribució [72]. De manera similar, Bus et al. vàren mostrar l'any 2004 reduccions de la càrrega metatarsiana amb increments compensatoris al migpeu [73], mentre que Guldemond et al. van descriure l'any 2007 reduccions significatives de la pressió a l'avantpeu mitjançant diferents configuracions d'ortesis [74]. Finalment, els coixinets metatarsians constitueixen una estratègia de descàrrega local, amb efectes sobre la pressió de l'avantpeu dependents de la seva posició [75].

Aquesta necessitat d'individualització ha estat especialment destacada en poblacions amb risc elevat de lesions per sobrecàrrega. Bus et al. l'any 2011 van demostrar que l'anàlisi dinàmica de les pressions plantars dins del calçat permet optimitzar de manera objectiva les modificacions terapèutiques i aconseguir reduccions clínicament rellevants de la pressió en regions d'alt risc, reforçant la importància de basar les intervencions de descàrrega en mesures específiques de càrrega plantar més que no pas en prescripcions estandarditzades [76].

En aquest context, la modulació de la cadència pot interpretar-se com una intervenció funcional interna capaç de modificar la distribució de la càrrega, en contrast amb estratègies externes com les ortesis o el calçat terapèutic. En tots dos casos, l'objectiu clínic no és necessàriament reduir la càrrega absoluta, sinó redistribuir-la cap a regions mecànicament més tolerants. Els resultats del present estudi són coherents amb aquest plantejament, en mostrar canvis selectius de la càrrega plantar a nivell de les UAF de l'avantpeu (Taula 5.60).

De manera complementària, l'ús de calçat amb sola tipus balancí (rocker) ha mostrat capacitat per reduir la pressió plantar de l'avantpeu mitjançant mecanismes de redistribució cap al migpeu i altres regions més tolerants, tal com van descriure Kavros et al. l'any 2011 i diverses síntesis recents de la literatura [77-79]. Resultats més recents indiquen que les soles balancí individualitzades poden assolir reduccions addicionals de la pressió plantar en les regions dels dits i de l'avantpeu central i lateral. En aquest sentit, Malki et al. l'any 2024 van observar que l'optimització individualitzada de soles tipus rocker combinades amb plantilles personalitzables permet reduir de manera significativa les pressions plantars a l'avantpeu, especialment a les regions digitals i metatarsianes centrals, reforçant el paper de la redistribució regional de la càrrega com a mecanisme terapèutic principal [80].

Cal considerar, però, que els nostres resultats s'han obtingut en població sana i en condicions experimentals controlades, fet que en limita l'extrapolació directa. En aquest sentit, és plausible que pacients amb simptomatologia als caps

metatarsians centrals siguin especialment sensibles a increments de cadència si aquests comporten un augment de la càrrega en aquestes regions, tal com suggereix el patró observat (Taula 5.60). Aquesta possibilitat reforça la necessitat d'una valoració individualitzada del patró de marxa i de la distribució de la càrrega plantar en l'abordatge clínic de la metatarsàlgia.

Des del punt de vista funcional, la cadència també està vinculada a l'estabilitat dinàmica. Hak et al. van mostrar l'any 2013 que increments de la freqüència de pas poden augmentar els marges d'estabilitat mediolateral [45]. En el context del present estudi, aquesta evidència suggereix un possible equilibri clínic entre beneficis funcionals i exposició mecànica local: els ajustos orientats a millorar el control locomotor podrien coexistir amb increments de càrrega en determinades UAF de l'avantpeu. Aquest aspecte és especialment rellevant en individus amb vulnerabilitat mecànica distal.

Les anàlisis estratificades per sexe, pes corporal i IMC indiquen que, tot i que la magnitud absoluta de la càrrega plantar pot variar entre perfils, el patró regional de resposta a la modulació de la cadència es manté globalment consistent (Taula 5.61). En particular, l'increment de la càrrega als radis metatarsians centrals mostra un comportament robust en diversos estrats (Taules 5.35–5.37; 5.15–5.17), mentre que altres regions presenten respostes més dependents del subgrup. Aquestes diferències s'interpreten principalment com variacions en magnitud i variabilitat, més que no pas com un canvi del patró biomecànic general.

En aquest context, tot i que el sexe s'ha considerat com a variable biològica en l'anàlisi, cal tenir en compte que les diferències observades poden estar influïdes també per factors contextuals associats al gènere, com el calçat, els hàbits d'activitat física o els patrons de moviment. Així, la interpretació dels resultats s'ha de situar dins d'un marc ampli que integri tant factors biològics com contextuals en la regulació del patró de marxa.

Des d'un punt de vista aplicat, la modulació de la cadència mitjançant senyals auditius rítmics i sistemes de feedback constitueix una estratègia útil per ajustar el *timing* de la marxa. En el present protocol, aquesta combinació va permetre assolir una elevada estabilitat de la cadència (Taula 5.52; Taula 5.53). Yu et al. van observar l'any 2015 que l'estimulació rítmica pot induir canvis consistents en els paràmetres espaciotemporals de la marxa [34], mentre que Minino et al. van reforçar l'any 2021 el seu paper com a eina de modulació del control temporal i de l'estabilitat de la marxa [26]. En el present disseny, el control estricte de la velocitat permet atribuir aquests canvis principalment a l'ajust temporal del pas.

En aquest context, l'evidència disponible suggereix que la modulació de la cadència pot modificar simultàniament el control locomotor i la distribució de la càrrega plantar. La reducció del temps de contacte s'associa a increments localitzats de pressió a l'avantpeu [4,22,56], mentre que també pot contribuir a millorar determinats paràmetres d'estabilitat [26,45].

Finalment, els resultats obliguen a matisar la idea que l'augment de la cadència constitueixi una estratègia universal de descàrrega mecànica. Tot i els seus potencials beneficis sobre el control temporal i l'estabilitat, en condicions de velocitat constant s'associa, en el present estudi, principalment a una redistribució regional de la càrrega plantar a l'avantpeu, amb increments selectius als radis metatarsians centrals (Taula 5.60). Aquesta lectura és coherent amb treballs previs [56] i reforça la necessitat d'una aplicació clínica individualitzada.

6.3 Limitacions i línies futures

Tot i la solidesa metodològica i la coherència interna dels resultats, cal considerar diverses limitacions que condicionen la interpretació, delimiten l'abast de les conclusions i orienten futures línies de recerca. Entre les principals fortaleses del present estudi destaquen el control estricte de la velocitat, la modulació experimental de la cadència, l'anàlisi segmentada de les UAF de l'avantpeu i el registre de múltiples passes consecutives en condicions estandarditzades.

En primer lloc, el disseny experimental es basa en la modulació de la cadència amb la velocitat controlada. Aquesta decisió permet aïllar l'efecte específic de la restricció temporal del pas sobre la distribució de la càrrega plantar. Tanmateix, en condicions funcionals reals els principals paràmetres espaciotemporals de la marxa (velocitat, longitud del pas i cadència) varien de manera interdependent, fet que en limita la validesa externa. En conseqüència, els futurs estudis previstos incorporaran dissenys factorials o models multivariants que ens permetran analitzar explícitament la interacció entre aquestes variables i determinar si els patrons de distribució de la càrrega plantar a nivell de les UAF de l'avantpeu es mantenen en contextos locomotors més ecològics.

En segon lloc, la mostra analitzada està composta principalment per adults sans, fet que limita l'extrapolació directa dels resultats a poblacions clíniques amb metatarsàlgia, deformitats de l'avantpeu, alteracions metabòliques, neuropaties perifèriques, especialment la neuropatia diabètica, o patologia neuromuscular. Cal destacar que la metatarsàlgia per sobrecàrrega constitueix una de les afeccions més freqüentment tractades en l'àmbit podològic, fet que reforça la rellevància clínica de la nostra línia de recerca. En conseqüència, tenim previst traslladar aquest protocol a població simptomàtica i a grups d'edat avançada, amb la col·laboració de pacients de l'Hospital Podològic Virginia Novel de la Universitat de Barcelona, on actualment desenvolupem altres projectes de recerca, per determinar si la modulació de la cadència amplifica la càrrega en estructures doloroses o si afavoreix l'aparició d'estratègies compensatòries específiques. Igualment, ens agradaria ampliar aquesta línia d'investigació cap a malalties minoritàries associades a alteracions de l'equilibri i del control locomotor, amb l'objectiu d'explorar el potencial de la modulació de la cadència i del control rítmic de la marxa sobre l'estabilitat dinàmica i el temps de resposta neuromuscular. Entre aquestes línies d'interès destaquen els síndromes d'Ehlers-Danlos, associats a hiperelasticitat del teixit connectiu i a alteracions propioceptives, així com la síndrome de Turner, una condició genètica complexa associada a múltiples alteracions musculoesquelètiques i del desenvolupament, fet que la converteix en

un model d'interès per estudiar la relació entre control motor, estabilitat postural i adaptacions locomotores [81].

En tercer lloc, el present estudi no ha incorporat variables específiques relacionades amb el gènere, entès com a constructe social diferenciat del sexe biològic. Tot i que el sexe s'ha considerat com a variable d'anàlisi, el disseny experimental no permet avaluar de manera directa factors com els hàbits d'activitat física, les diferències conductuals o altres elements socioculturals, com ara la vestimenta i el calçat, que poden influir en el patró locomotor. En conseqüència, els resultats s'han d'interpretar principalment en termes de diferències biomecàniques associades al sexe, sense que es puguin establir conclusions específiques sobre la influència del gènere. En aquest sentit, incorporarem en futurs estudis dissenys més ecològics i multidimensionals que integrin variables contextuals, conductuals i socioculturals, així com desenvolupar protocols d'anamnesi específics que permetin recollir informació relacionada amb els rols de gènere, els hàbits quotidians i la manera com cada persona viu i expressa la seva realitat de gènere més enllà del sexe biològic. Aquest plantejament és coherent amb les recomanacions sobre recerca sensible al gènere descrites en el Toolkit Gender in EU-funded Research de la Comissió Europea, que destaca la necessitat d'integrar variables socials i contextuals en l'anàlisi de les diferències relacionades amb sexe i gènere [55].

En quart lloc, l'anàlisi es va dur a terme sobre tapís rodant. Tot i que aquest entorn garanteix un elevat control experimental i una elevada reproductibilitat, pot introduir diferències respecte a la marxa sobre el terra, especialment pel que fa a la percepció del moviment i a les estratègies de suport i propulsió. Malgrat els períodes d'aclimatació i l'exclusió de fases transitòries, no es pot descartar una influència residual del tapís rodant sobre l'organització del pas. Per aquest motiu, futurs treballs traslladaran aquest protocol a condicions de marxa sobre el terra, mantenint el control de la cadència mitjançant metrònom i/o sistemes de feedback, per tal d'examinar el comportament de les variables analitzades en contextos locomotors amb una major validesa ecològica.

En cinquè lloc, l'ús de plantilles instrumentades dins del calçat aporta una elevada validesa ecològica i permet registrar múltiples passes consecutives, però presenta limitacions quant a resolució espacial i precisió absoluta. Les especificacions del fabricant situen l'error aproximat al voltant del ±5%, fet que obliga a interpretar amb cautela canvis de petita magnitud, especialment en l'anàlisi de diferències regionals fines. Tal com van assenyalar Giacomozzi et al. l'any 2014, aquests sistemes són especialment útils per descriure patrons dinàmics i regionals de càrrega sempre que s'apliquin protocols estrictes de calibratge i selecció de passes [17]. En aquest sentit, tenim previst ampliar l'enfocament multimodal combinant el registre dins el calçat amb plataformes de força i sistemes de captura de moviment tridimensional per estimar amb major precisió la mecànica global de la marxa.

En sisè lloc, el processament del senyal i la selecció de passes constitueixen una font potencial de variabilitat metodològica. La literatura especialitzada indica que els valors absoluts poden veure's afectats pel calibratge, la col·locació dels sensors, el seu desgast o possibles pèrdues de senyal, i recomana prioritzar comparacions relatives i variables integrades en el temps, com l'AUC del PPP, quan es disposa de múltiples passes consecutives. Tot i que el present treball va restringir l'anàlisi a trams estacionaris i va aplicar criteris estrictes de qualitat, tenim previst reforçar la robustesa metodològica mitjançant protocols de fiabilitat test-retest i anàlisis de sensibilitat en futurs estudis.

En setè lloc, el control extern de la cadència mitjançant senyals auditius rítmics i feedback visual pot introduir una càrrega cognitiva addicional o afavorir una adaptació conscient del patró locomotor. Encara que aquesta estratègia és habitual en protocols experimentals i va permetre una elevada estabilitat de la cadència, no es pot excloure completament la influència de l'atenció dirigida a la senyal rítmica. Per aquest motiu, la continuïtat d'aquesta línia de recerca inclourà la comparació entre condicions amb i sense senyalització acústica, així com l'anàlisi de prescripcions individualitzades basades en percentatges de la cadència preferida.

Finalment, el protocol no inclou mesures cinètiques globals ni registres neuromusculars, fet que en restringeix la interpretació mecanística dels resultats. Tot i que els patrons de redistribució regional de la càrrega plantar poden descriure's amb precisió des d'una perspectiva cinètica regional, no és possible atribuir-los causalment a mecanismes específics de coordinació intersegmentària o activació muscular. En aquesta línia, tenim previst incorporar registres sincronitzats de les GRF, cinemàtica tridimensional i EMG per contrastar de manera directa les hipòtesis mecanístiques derivades dels resultats observats.

6.4 Síntesi mecanística i model conceptual: temporal → mecànic → clínic

Els resultats del present treball permeten proposar un model conceptual integrador en què la modulació de la cadència, en condicions de velocitat controlada, actua com una restricció temporal capaç d'associar-se a una resposta mecànica distal mesurable. Aquesta resposta s'expressa com una reorganització de la càrrega plantar a nivell de les UAF de l'avantpeu, amb possibles implicacions clíniques relacionades amb l'exposició mecànica repetitiva i els processos de sobrecàrrega distal.

Aquest plantejament és coherent amb la concepció actual de la marxa humana com un sistema adaptatiu multiescalar, en què restriccions temporals imposades externament poden desencadenar ajustos funcionals del patró locomotor i de la distribució de la càrrega. Aquesta perspectiva és consistent amb l'evidència observada en marxes patològiques com l'atàxica, la parkinsoniana, la hemiplègica o la coreica, en què alteracions del ritme, de la variabilitat espaciotemporal, de la simetria o de la propulsió s'associen a patrons locomotors irregulars i a estratègies compensatòries específiques [82–85]. En línia amb la literatura recent d'anàlisi clínica de la marxa, que destaca la necessitat d'integrar variables cinemàtiques, cinètiques i de pressió plantar per interpretar la funció locomotora [12], el model proposat es fonamenta en la interacció funcional entre dimensions temporals i mecàniques.

El primer nivell del model és temporal. La modulació experimental de la cadència (110, 120 i 130 passos·min^{-1}), sota velocitat constant, es va associar a una reorganització del *timing* del cicle de la marxa, caracteritzada per la reducció de les variables temporals absolutes i per ajustos espacials compensatoris (Taula 5.52; Taules 5.42 i 5.49). Aquestes adaptacions reflecteixen la capacitat del sistema locomotor per respondre a restriccions temporals mantenint la funcionalitat global del patró de marxa.

El segon nivell és mecànic. En aquest context de reorganització temporal, la càrrega plantar no es distribueix de manera homogènia, sinó que mostra una resposta dependent de la UAF i del segment analitzat (Taula 5.60). El patró observat suggereix una reorganització de la transmissió de forces a nivell de l'avantpeu, amb una participació diferencial de les regions metatarsianes i digitals durant la fase final de suport. Aquest comportament és coherent amb models biomecànics que descriuen la marxa com un sistema en què els ajustos temporals poden modificar l'eficiència mecànica i la distribució de càrregues, com el model del pèndol invertit (Kuo, 2007), així com amb aproximacions multifactorials que integren variables temporals i mecàniques en la regulació del patró locomotor [15].

El tercer nivell és clínic. La reorganització de la càrrega plantar associada a la modulació de la cadència pot tenir rellevància en contextos de marxa repetitiva, especialment en perfils amb vulnerabilitat a la sobrecàrrega distal. En aquest sentit, el risc mecànic no dependria únicament de la magnitud de la pressió, sinó de la seva localització i de la seva repetició al llarg del cicle locomotor. Això és coherent amb la literatura que vincula la distribució regional de la càrrega plantar amb el desenvolupament de patologies de l'avantpeu i reforça la necessitat d'una interpretació clínica basada en patrons regionals més que en valors globals.

Evidència recent reforça el paper del context locomotor en la modulació d'aquests mecanismes. Woiczinski et al. (2022) van mostrar que modificacions de l'entorn de marxa poden alterar paràmetres espaciotemporals sense canvis substancials en l'activació muscular global [20]. Aquestes troballes donen suport a la idea que

ajustos temporals poden induir reorganitzacions funcionals del patró locomotor amb respostes mecàniques no uniformes, en línia amb els resultats observats en el present estudi.

Cal destacar que les associacions entre variables temporals i càrrega plantar observades presenten una magnitud moderada i no es mantenen de manera consistent després de la correcció per comparacions múltiples, fet que suggereix un paper rellevant de les estratègies individuals d'adaptació. En aquest sentit, el model proposat s'ha d'interpretar com una estructura explicativa basada en associacions funcionals, més que no pas com una relació causal directa.

D'acord amb aquests límits, l'absència de mesures cinètiques globals, de cinemàtica tridimensional i de registres d'activació muscular restringeix la interpretació mecanística dels resultats. En conseqüència, el model temporal → mecànic → clínic descriu principalment la concurrència entre reorganització temporal i resposta plantar en marxa controlada, sense permetre atribuir els canvis observats a mecanismes específics de coordinació neuromuscular o propulsió.

En conjunt, aquest model integrador articula els resultats espaciotemporals obtinguts amb OptoGait® i la distribució de la càrrega plantar registrada amb F-Scan®, i els situa dins d'un marc biomecànic i clínic coherent. Així, la cadència es conceptualitza no només com un paràmetre temporal de control motor, sinó com una restricció funcional capaç de modular la distribució de la càrrega plantar a nivell de les UAF de l'avantpeu, amb implicacions potencials en la interpretació i abordatge de la sobrecàrrega distal.

7. CONCLUSIONS

1. La modulació controlada de la cadència de pas durant la marxa a velocitat constant modifica tant l'organització espaciotemporal del patró de marxa com la distribució de la càrrega plantar de l'avantpeu en adults sans, evidenciant que la cadència constitueix un factor biomecànic capaç de reorganitzar la resposta mecànica de l'avantpeu.

2. L'increment de la cadència de pas produeix una reorganització espaciotemporal del patró de marxa, caracteritzada per una disminució progressiva del temps de pas, del temps de suport i de la durada del cicle, mentre que la velocitat de desplaçament es manté estable.

3. La modulació de la cadència modifica la magnitud i la distribució temporal de la càrrega plantar de l'avantpeu, amb una resposta diferenciada entre les unitats anatòmico-funcionals. En les condicions de 120 i 130 passos·min^{-1}, respecte a la condició de 110 passos·min^{-1}, s'observa una redistribució regional de la càrrega plantar, evidenciada pels canvis en el pic de pressió plantar i en la càrrega acumulada durant la fase de suport, sense comportar necessàriament una reducció global de la càrrega acumulada.

4. Les modificacions de la càrrega plantar de l'avantpeu s'associen als canvis espaciotemporals induïts per la modulació de la cadència, especialment quan l'avantpeu es considera com una unitat funcional completa.

5. La resposta biomecànica a la modulació de la cadència mostra una consistència global en adults sans: la simetria entre extremitats inferiors dels principals paràmetres espaciotemporals i de les variables de pressió plantar no es modifica de manera significativa amb l'augment de la cadència, mentre que els paràmetres temporals i mecànics presenten una variabilitat intraindividual globalment baixa entre les diferents condicions de cadència, tot i observar-se diferències dependents de la condició analitzada.

8. BIBLIOGRAFIA

1. Perry J, Burnfield JM. Gait analysis: normal and pathological function. 2nd ed. Thorofare (NJ): SLACK Incorporated; 2010.
2. Nascimento MDM, Gouveia ÉR, Gouveia BR, Marques A, Martins F, Przednowek K, et al. Associations of gait speed, cadence, gait stability ratio, and body balance with falls in older adults. Int J Environ Res Public Health. 2022;19(21):13926.
3. Inman VT, Ralston HJ, Todd F. Human walking. Baltimore: Williams & Wilkins; 1981.
4. Castro MP, Figueiredo MC, Abreu S, Sousa H, Machado L, Santos R, et al. The influence of gait cadence on the ground reaction forces and plantar pressures during load carriage of young adults. Appl Ergon. 2015;49:41–46.
5. Dietz V. Spinal cord pattern generators for locomotion. Clin Neurophysiol. 2003;114(8):1379–1389.
6. Rossignol S, Dubuc R, Gossard JP. Dynamic sensorimotor interactions in locomotion. Physiol Rev. 2006;86(1):89–154.
7. Minassian K, Hofstoetter US, Dzeladini F, Ijspeert A, Dietz V, Rossignol S. The human central pattern generator for locomotion: does it exist and contribute to walking? Neuroscientist. 2017;23(6):649–663.
8. Feldman AG, Levin MF, Garofolini A, Piscitelli D, Zhang L. Central pattern generator and human locomotion in the context of referent control of motor actions. Clin Neurophysiol. 2021;132(12):2870–2889.
9. Kuo AD. The six determinants of gait and the inverted pendulum analogy: a dynamic walking perspective. Hum Mov Sci. 2007;26(4):617–656.
10. Coutts F. Gait analysis in the therapeutic environment. Man Ther. 1999;4(1):2–10.
11. Baker R, McGinley JL, Schwartz MH, Beynon S, Rozumalski A, Graham HK, et al. Gait analysis: clinical facts. Eur J Phys Rehabil Med. 2016;52(4):560–574.
12. Stebbins J, Harrington M, Stewart C. Clinical gait analysis 1973–2023: evaluating progress to guide the future. J Biomech. 2023;160:111827.
13. Chester VL, Wrigley AT. The identification of gait patterns using statistical techniques. Gait Posture. 2008;27(2):273–279.
14. Hulleck AA, Menoth Mohan D, Abdallah N, El Rich M, Khalaf K. Present and future of gait assessment in clinical practice: towards the application of novel trends and technologies. Front Med Technol. 2022;4:901331.

15. Alderink G, Õunpuu S. Biomechanics of human motion and its clinical applications: instrumented gait analysis. Bioengineering (Basel). 2025;12:1076.

16. Hessert MJ, Vyas M, Leach J, Hu K, Lipsitz LA, Novak V. Foot pressure distribution during walking in young and old adults. BMC Geriatr. 2005;5:8.

17. Giacomozzi C, Leardini A, Caravaggi P. Correlates between kinematics and baropodometric measurements for an integrated in vivo assessment of the segmental foot function in gait. J Biomech. 2014;47(11):2654–2659.

18. Di Russo A, Stanev D, Sabnis A, Danner SM, Ausborn J, Armand S, et al. Investigating the roles of reflexes and central pattern generators in the control and modulation of human locomotion using a physiologically plausible neuromechanical model. J Neural Eng. 2023;20(6):066006.

19. Danion F, Varraine E, Bonnard M, Pailhous J. Stride variability in human gait: the effect of stride frequency and stride length. Gait Posture. 2003;18(1):69–77.

20. Woiczinski M, Lehner C, Esser T, Kistler M, Azqueta M, Leukert J, et al. Influence of treadmill design on gait: does treadmill size affect muscle activation amplitude? Front Neurol. 2022;13:830762.

21. Chambers HG, Sutherland DH. A practical guide to gait analysis. J Am Acad Orthop Surg. 2002;10(3):222–231.

22. Zhu H, Wertsch JJ, Harris GF, Alba HM. Walking cadence effect on plantar pressures. Arch Phys Med Rehabil. 1995;76:1000–1005.

23. Kwon OY, Mueller MJ. Walking patterns used to reduce forefoot plantar pressures in people with diabetic neuropathies. Phys Ther. 2001;81(2):828–835.

24. Mercer JA, DeVita P, Derrick TR, Bates BT. Individual effects of stride length and frequency on shock attenuation during running. Med Sci Sports Exerc. 2003;35(2):307–313.

25. Castro-Martins P, Marques A, Coelho L, Vaz M, Baptista JS. In-shoe plantar pressure measurement technologies for the diabetic foot: a systematic review. Heliyon. 2024;10(4):e29672.

26. Minino G, Davidsdottir S, Palombo DJ. Central control of the center of mass during human walking: implications for dynamic stability. Hum Mov Sci. 2021;75:102734.

27. Heiderscheit BC, Chumanov ES, Michalski MP, Wille CM, Ryan MB. Effects of step rate manipulation on joint mechanics during running. Med Sci Sports Exerc. 2011;43(2):296–302.

28. Wang J, Luo Z, Dai B, Fu W. Effects of 12-week cadence retraining on impact peak, load rates and lower extremity biomechanics in running. PeerJ. 2020;8:e9813.

29. Musgjerd T, Anason J, Rutherford D, Kernozek TW. Effect of increasing running cadence on peak impact force in an outdoor environment. Int J Sports Phys Ther. 2021;16(4):1076–1083.

30. Ko SU, Tolea MI, Hausdorff JM, Ferrucci L. Sex-specific differences in gait patterns of healthy older adults: results from the Baltimore Longitudinal Study of Aging. J Biomech. 2011;44(10):1974–1979.

31. Bruening DA, Frimenko RE, Goodyear CD, Bowden DR, Fullenkamp AM. Sex differences in whole body gait kinematics at preferred speeds. Gait Posture. 2015;41(2):540–545.

32. Frimenko R, Goodyear C, Bruening D. Interactions of sex and aging on spatiotemporal gait metrics in non-pathological gait: a descriptive meta-analysis. Physiotherapy. 2015;101(3):266–272.

33. Suner-Keklik S, Çobanoğlu G, Ecemiş ZB, Güzel NA. Gender differences in gait parameters of healthy adult individuals. J Basic Clin Health Sci. 2023;7:277–283.

34. Yu L, Zhang Q, Hu C, Huang Q, Ye M, Li D. Effects of different frequencies of rhythmic auditory cueing on the stride length, cadence, and gait speed in healthy young females. J Phys Ther Sci. 2015;27(2):485–487.

35. Hollman JH, McDade EM, Petersen RC. Normative spatiotemporal gait parameters in older adults. Gait Posture. 2011;34(1):111–118.

36. Sutherland DH. The development of mature gait. Gait Posture. 1997;6(2):163–170.

37. Prince F, Corriveau H, Hébert R, Winter DA. Gait in the elderly. Gait Posture. 1997;5(2):128–135.

38. Aboutorabi A, Bahramizadeh M, Arazpour M, Fadayevatan R, Farahmand F, Curran S, et al. A systematic review of the effect of foot orthoses and shoe characteristics on balance in healthy older subjects. Prosthet Orthot Int. 2016;40(2):170–181.

39. Browning RC, Kram R. Effects of obesity on the biomechanics of walking at different speeds. Med Sci Sports Exerc. 2007;39(9):1632–1641.

40. Wearing SC, Hennig EM, Byrne NM, Steele JR, Hills AP. The biomechanics of restricted movement in adult obesity. Obes Rev. 2006;7(1):13–24.

41. Hills AP, Hennig EM, McDonald M, Bar-Or O. Plantar pressure differences between obese and non-obese adults: a biomechanical analysis. Int J Obes Relat Metab Disord. 2001;25(11):1674–1679.

42. Butterworth PA, Urquhart DM, Landorf KB, Wluka AE, Cicuttini FM, Menz HB. Foot posture, range of motion and plantar pressure characteristics in obese and non-obese individuals. Gait Posture. 2015;41(2):465–469.

43. Bruijn SM, Meijer OG, Beek PJ, van Dieën JH. Assessing the stability of human locomotion: a review of current measures. J R Soc Interface. 2013;10(83):20120999.

44. Donelan JM, Shipman DW, Kram R, Kuo AD. Mechanical and metabolic requirements for active lateral stabilization in human walking. J Biomech. 2004;37(6):827–835.

45. Hak L, Houdijk H, Beek PJ, van Dieën JH. Steps to take to enhance gait stability: the effect of stride frequency, stride length, and walking speed on local dynamic stability and margins of stability. PLoS One. 2013;8(12):e82842.

46. Dingwell JB, Cusumano JP, Cavanagh PR, Sternad D. Local dynamic stability versus kinematic variability of continuous overground and treadmill walking. J Biomech Eng. 2001;123(1):27–32.

47. Ghai S, Ghai I, Effenberg AO. Effect of rhythmic auditory cueing on aging gait: a systematic review and meta-analysis. Front Neurol. 2018;9:386.

48. Terrier P, Dériaz O. Persistent and anti-persistent pattern in stride-to-stride variability of treadmill walking: influence of rhythmic auditory cueing. Hum Mov Sci. 2012;31(6):1585–1597.

49. Shahraki M, Sohrabi M, Taheri Torbati HR, Nikkhah K, NaeimiKia M. Effect of rhythmic auditory stimulation on gait kinematic parameters of patients with multiple sclerosis. J Med Life. 2017;10(1):33–37.

50. Hausdorff JM. Gait variability: methods, modeling and meaning. J Neuroeng Rehabil. 2005;2:19.

51. Chumanov ES, Wille CM, Michalski MP, Heiderscheit BC. Changes in muscle activation patterns when running step rate is increased. Gait Posture. 2012;36(2):231–235.

52. Hobara H, Sato T, Sakaguchi M, Sato T, Nakazawa K. Step frequency and lower extremity loading during running. Int J Sports Med. 2012;33(4):310–313.

53. Lung CW, Wu FL, Liao F, Pu F, Fan Y. Relationship between plantar pressure and temporal gait parameters: a systematic review. Sensors (Basel). 2022;22(3):1093.

54. Wellenkotter J, Kernozek TW, Meardon S, Suchomel T. The effects of running cadence manipulation on plantar loading in healthy runners. Int J Sports Med. 2014;35(9):779–784.

55. European Commission. Toolkit: gender in EU-funded research. Luxembourg: Publications Office of the European Union; 2011.

56. Lluch Fruns J, Manzanares-Céspedes MC, Pérez-Palma L, Vergés Salas C. Kinematic and kinetic adaptations to step cadence modulation during walking in healthy adults. J Funct Morphol Kinesiol. 2026;11(1):53.

57. Ahroni JH. Reliability of F-Scan in-shoe measurements of plantar pressure. J Rehabil Res Dev. 1998;35(1):25–32.

58. Catalfamo P, Moser D, Ghoussayni S, Ewins D. Detection of gait events using an F-Scan in-shoe pressure measurement system. Gait Posture. 2008;28(3):420–426.

59. Speight S, Reel P. Can the F-Scan in-shoe pressure system be combined with other gait analysis tools? J Foot Ankle Res. 2023;16:27.

60. Palaya J, MacKenzie C, Pearson S, Murray L, Katsanos C. Assessment of in-shoe pressure: development of a clinical user guide based on a Delphi-derived consensus. Foot (Edinb). 2022;51:101892.

61. Lienhard K, Schneider D, Maffiuletti NA. Validity of the OptoGait photoelectric system for the assessment of spatiotemporal gait parameters. Med Eng Phys. 2013;35(4):500–504.

62. Lee MM, Song CH, Lee KJ, Jung SW, Shin DC, Shin SH. Concurrent validity and test-retest reliability of the OptoGait photoelectric cell system for the assessment of spatio-temporal parameters of the gait of young adults. J Phys Ther Sci. 2014;26(1):81–85.

63. García-Pinillos F, Latorre-Román PA, Chicano-Gutiérrez JM, Ruiz-Malagón EJ, Párraga-Montilla JA, Roche-Seruendo LE. Absolute reliability and validity of the OptoGait system to measure spatiotemporal gait parameters during running. Proc Inst Mech Eng P J Sports Eng Technol. 2022;236(2):90–96.

64. Gomez Bernal A, Becerro-de-Bengoa-Vallejo R, Losa-Iglesias ME. Reliability of the OptoGait portable photoelectric cell system for the quantification of spatial-temporal parameters of gait in young adults. Gait Posture. 2016;50:196–200.

65. Alton F, Baldey L, Caplan S, Morrissey MC. A kinematic comparison of overground and treadmill walking. Clin Biomech (Bristol, Avon). 1998;13(6):434–440.

66. Riley PO, Paolini G, Croce UD, Paylo KW, Kerrigan DC. A kinematic and kinetic comparison of overground and treadmill walking. Gait Posture. 2007;26(1):17–24.

67. Semaan MB, Wallard L, Ruiz V, Gillet C, Leteneur S, Simoneau-Buessinger E. Is treadmill walking biomechanically comparable to overground walking? A systematic review. Gait Posture. 2022;92:249–257.

68. Holt KG, Hamill J, Andres RO. Predicting the minimal energy costs of human walking. Med Sci Sports Exerc. 1991;23(4):491–498.

69. Wearing SC, Urry S, Smeathers JE, Battistutta D. A comparison of gait initiation and termination methods for obtaining plantar foot pressures. Gait Posture. 1999;10(3):255–263.

70. Segal A, Rohr E, Orendurff M, Shofer J, O'Brien M, Sangeorzan B. The effect of walking speed on peak plantar pressure. Foot Ankle Int. 2004;25(12):926–933.

71. Menz HB, Morris ME. Clinical determinants of plantar forces and pressures during walking in older people. Gait Posture. 2006;24(2):229–236.

72. Stolwijk NM, Louwerens JWK, Nienhuis B, Duysens J, Keijsers NLW. Plantar pressure with and without custom insoles in patients with common foot complaints. Foot Ankle Int. 2011;32(1):57–65.

73. Bus SA, Ulbrecht JS, Cavanagh PR. Pressure relief and load redistribution by custom-made insoles in diabetic patients with neuropathy and foot deformity. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2004;19(6):629–638.

74. Guldemond NA, Leffers P, Schaper NC, Sanders AP, Nieman F, Willems P, et al. The effects of insole configurations on forefoot plantar pressure and walking convenience in diabetic patients with neuropathic feet. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2007;22:81–87.

75. Yi TI, Lee EC, Son NH, Sohn MK. Comparison of the forefoot pressure-relieving effects of foot orthoses. Yonsei Med J. 2022;63(9):864–872.

76. Bus SA, Haspels R, Busch-Westbroek TE. Evaluation and optimization of therapeutic footwear for neuropathic diabetic foot patients using in-shoe plantar pressure analysis. Diabetes Care. 2011;34(7):1595–1600.

77. Brown D, Wertsch JJ, Harris GF, Klein J, Janisse D. Effect of rocker soles on plantar pressures. Arch Phys Med Rehabil. 2004;85(1):81–86.

78. Kavros SJ, Van Straaten MG, Wood KA, Kaufman KR. Forefoot plantar pressure reduction of off-the-shelf rocker bottom provisional footwear. Clin Biomech (Bristol, Avon). 2011;26(7):778–782.

79. Munim F, Jor A, Pollen TN, Opu SH, Lam WK, Gao F, et al. Effects of rocker-bottom shoes on the gait biomechanics of running and walking: a systematic review. Gait Posture. 2025;121:44–63.

80. Malki A, Baltasar Badaya M, Dekker R, Verkerke GJ, Hijmans JM. Effects of individually optimized rocker midsoles and self-adjusting insoles on plantar pressure in persons with diabetes mellitus and loss of protective sensation. Diabetes Res Clin Pract. 2024;207:111077.

81. Tallón-Walton V, Sánchez-Molins M, Hu W, Martínez-Abadías N, Casado A, Manzanares-Céspedes MC. Comprehensive oral diagnosis and management for women with Turner syndrome. Diagnostics. 2024;14(7):769.

82. Hausdorff JM, Schaafsma JD, Balash Y, Bartels AL, Gurevich T, Giladi N. Impaired regulation of stride variability in Parkinson’s disease subjects with freezing of gait. Exp Brain Res. 2003;149(2):187–194.

83. Balasubramanian CK, Bowden MG, Neptune RR, Kautz SA. Relationship between step length asymmetry and walking performance in subjects with chronic hemiparesis. Arch Phys Med Rehabil. 2007;88(1):43–49.

84. Delval A, Krystkowiak P, Delliaux M, Dujardin K, Blatt JL, Destée A, et al. Role of attentional resources on gait performance in Huntington’s disease. Mov Disord. 2008;23(5):684–689.

85. Serrao M, Pierelli F, Ranavolo A, Draicchio F, Conte C, Don R, et al. Gait pattern in inherited cerebellar ataxias. Cerebellum. 2012;11(1):194–211.

9. ANNEX

Article científic derivat de la tesi

Lluch Fruns J, Manzanares-Céspedes MC, Pérez-Palma L, Vergés-Salas C. *Kinematic and kinetic adaptations to step cadence modulation during walking in healthy adults.* Journal of Functional Morphology and Kinesiology. 2026;11(1):53.

Aquest annex inclou el document complet de l'article científic derivat del present treball doctoral, publicat en la revista *Journal of Functional Morphology and Kinesiology*.

L'article presenta els resultats principals de l'estudi experimental desenvolupat en aquesta tesi, centrat en l'anàlisi de l'efecte de la modulació de la cadència de pas sobre la distribució de les pressions plantars de l'avantpeu durant la marxa en adults sans.

Reconeixement editorial

L'article científic derivat de la present tesi doctoral va ser seleccionat per la revista *Journal of Functional Morphology and Kinesiology* per aparèixer a la portada del volum 11, número 1 (març de 2026). Aquesta distinció constitueix un reconeixement a la qualitat científica del treball desenvolupat i a la seva contribució a l'estudi de la biomecànica de la marxa humana.

A la pàgina següent es mostra la portada de la revista corresponent a la publicació de l'article.

Portada de la revista

Journal of Functional Morphology and Kinesiology

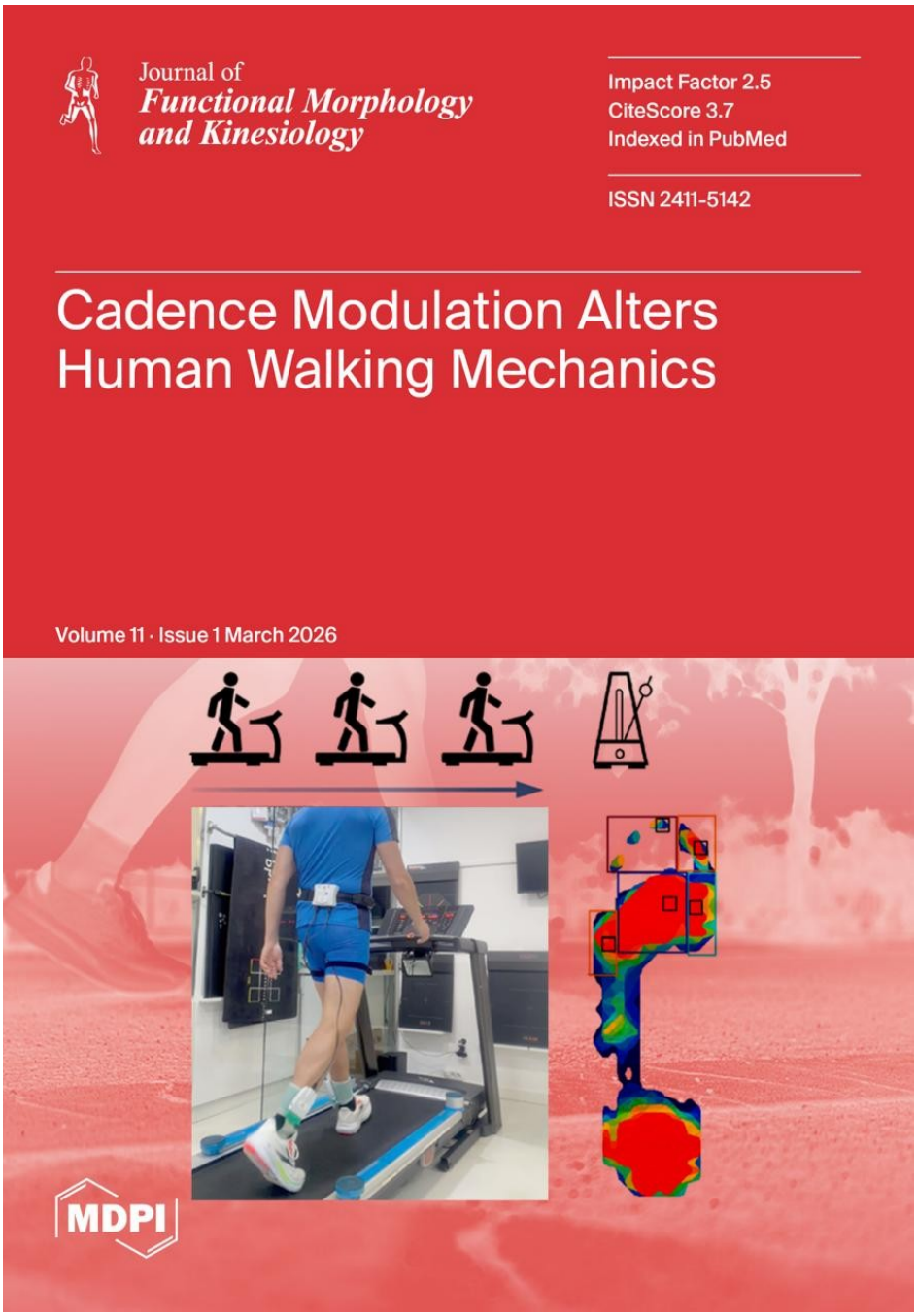


Figura A1. Portada del volum 11, número 1 (març de 2026) de la revista *Journal of Functional Morphology and Kinesiology,* en què es va destacar l'article derivat de la present tesi doctoral.

A continuació s'incorpora el PDF original de l'article publicat.

Journal of
Functional Morphology and Kinesiology

MDPI

Article

Kinematic and Kinetic Adaptations to Step Cadence Modulation During Walking in Healthy Adults

Joan Lluch Fruns [1], Maria Cristina Manzanares-Céspedes [2], Laura Pérez-Palma [1,*] and Carles Vergés Salas [1]

[1] Department of Clinic Sciences, University of Barcelona, 08028 Barcelona, Catalonia, Spain; joanlluch@ub.edu (J.L.F.); cverges@ub.edu (C.V.S.)
[2] Department of Human Anatomy and Embryology, University of Barcelona, 08907 L'Hospitalet de Llobregat, Catalonia, Spain; mcmanzanares@ub.edu
* Correspondence: lperez@ub.edu

Abstract

Background: Walking cadence is commonly adjusted in sport and rehabilitation, yet its effects on spatiotemporal gait parameters and regional plantar pressure distribution under controlled speed conditions remain incompletely characterized. Therefore, this study aimed to determine whether imposed cadence increases at a constant walking speed would (i) systematically reduce temporal gait parameters while preserving inter-limb symmetry and (ii) be associated with region-specific increases in forefoot plantar loading, representing the primary novel contribution of this work. **Methods:** Fifty-two adults walked at three imposed cadences (110, 120, 130 steps·min^{-1}) while maintaining a fixed treadmill speed of 1.39 m·s^{-1} via auditory biofeedback. Spatiotemporal parameters were recorded with an OptoGait system, and plantar pressure distribution was measured using in-shoe pressure insoles. Normally distributed variables were analyzed using repeated-measures ANOVA, whereas plantar pressure metrics were assessed using the Friedman test, followed by Wilcoxon signed-rank post-hoc comparisons with false discovery rate (FDR) correction. Associations between temporal parameters and plantar loading metrics (peak pressure, pressure–time integral) were examined using Spearman's rank correlation with FDR correction ($\alpha = 0.05$). **Results:** Increasing cadence produced progressive reductions in gait cycle duration (~8–10%), contact time (~7–8%), and step time (all $p < 0.01$), while inter-limb symmetry indices remained below 2% across conditions. Peak plantar pressure increased significantly in several forefoot regions with increasing cadence (all p_FDR < 0.05), whereas changes in the first ray were less consistent across conditions. Regional forefoot pressure–time integral also increased modestly with higher cadence (p_FDR < 0.01). Spearman's correlations revealed moderate negative associations between temporal gait parameters and global plantar loading metrics ($\rho = -0.38$ to -0.46, all p_FDR < 0.05). **Conclusions:** At a constant walking speed, increasing cadence systematically shortens temporal gait components and is associated with small but consistent region-specific increases in forefoot plantar loading. These findings highlight cadence as a key temporal constraint shaping plantar loading patterns during steady-state walking and support the existence of concurrent temporal–mechanical adaptations.

Keywords: step cadence; human gait; biomechanics; plantar pressure; motor control; rehabilitation

Check for updates

Academic Editors: Vasiliki Sakellari and George Gioftsos

Received: 21 December 2025
Revised: 21 January 2026
Accepted: 23 January 2026
Published: 26 January 2026

Copyright: © 2026 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland. This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license.

1. Introduction

Human walking is a highly coordinated motor process that integrates neuromuscular control, joint dynamics, and the regulation of ground reaction forces to ensure a stable and efficient locomotor pattern [1,2]. Among the variables that modulate this pattern, step cadence—defined as the number of steps taken per minute—is one of the most sensitive and clinically relevant [3]. Cadence directly influences gait cycle timing, load distribution, and the overall mechanical efficiency of movement [1–4].

Stride-to-stride variability is considered a key indicator of neuromotor control and movement consistency [1,5]. In walking, a minimum level of steadiness is required to allow intentional stride modulations (e.g., obstacle avoidance or adaptive gait adjustments) [5]. In this context, cadence represents a major temporal constraint shaping locomotor control [3].

A considerable body of research has examined how modifying cadence affects running mechanics, showing that controlled increases in step frequency can reduce joint loading, enhance dynamic stability, and improve energetic efficiency [6–8]. However, the specific effects of cadence modulation during walking at a constant velocity remain comparatively underexplored, despite their relevance for postural control, rehabilitation, and functional gait assessment [1,3,4,9,10].

Most previous studies have manipulated stride length and stride frequency simultaneously, making it difficult to isolate their independent mechanical effects [11]. Addressing this limitation, Mercer et al. [11] independently manipulated stride length and stride frequency and demonstrated that these variables exert distinct biomechanical influences. Their work supports the need to experimentally constrain cadence under constant speed conditions to isolate its specific effects [11].

Studies by Almonroeder et al. [8], Heiderscheit et al. [12], Wellenkotter et al. [6], and Chumanov et al. [7] demonstrated that cadence can alter muscle recruitment patterns and the temporal components of stance (contact time and the corresponding stance proportion) independently of step length, suggesting a direct influence on neuromechanical function of the lower limbs [6–8,12]. In parallel, high-resolution kinematic systems such as OptoGait® have enabled precise characterization of spatiotemporal adjustments and their association with locomotor stability [13].

From a stability perspective, Hak et al. [14] showed that increasing stride frequency enhances medio-lateral margins of stability during walking, independently of stride length and walking speed [14]. These findings highlight cadence as a modifiable control parameter for frontal-plane stability and balance regulation [14].

Consistent with this methodological approach, Mercer et al. [11] successfully used external auditory cues (metronome) to experimentally constrain stride frequency under constant speed conditions, providing further support for the experimental design adopted in the present study [11].

Using external auditory cues and visual feedback, Danion et al. [5] experimentally constrained stride frequency and reported a U-shaped relationship between cadence and gait variability, with minimal variability observed around ~1 Hz (≈120 steps·min^{-1}), suggesting the existence of an optimal cadence for motor control. This finding further supports the relevance of cadence manipulation as an experimental and clinical tool [5].

Previous studies using rhythmic auditory cueing (RAC) have further demonstrated its effectiveness in systematically modulating spatiotemporal gait parameters. Yu et al. [15] showed that walking at 110% of an individual's preferred cadence significantly increased stride length, cadence, and gait speed in healthy young adults [15]. Similarly, Minino et al. [10] reported that RAC frequencies equal to or slightly higher than natural cadence (100–110%) reduced gait cycle duration and trunk sway, suggesting improved gait stabil-

ity [10]. Together, these findings support the use of personalized metronomic cueing as an effective strategy to modulate gait timing and dynamic stability.

From a kinetic perspective, plantar instrumentation systems such as F-Scan® have shown that increasing cadence modifies the distribution of plantar pressures, particularly within the forefoot and toe regions [16]. These changes have been described in previous work as consistent with variations in regional plantar loading during late stance, although the underlying mechanical processes remain unclear [4,9,16].

Recent investigations by Lung et al. [4], Zhu et al. [16], and Wellenkotter et al. [6] suggested that higher cadence may improve plantar pressure distribution and stability [4,6,16], whereas Wang et al. [3], Heiderscheit et al. [12], and Almonroeder et al. [8] associated cadence modulation with reduced risk of overuse injuries [3,8,12]. Nonetheless, most prior studies examined kinematic and kinetic parameters separately, without integrating them within a unified experimental framework. This limits our understanding of how temporal gait adaptations influence mechanical loading and propulsive function simultaneously.

Consequently, a knowledge gap remains regarding how step cadence modulation jointly affects spatiotemporal and plantar kinetic behavior during walking at a constant velocity [3,4,11,16]. Clarifying this relationship is essential for understanding motor-control strategies and optimizing their potential applications in both clinical and performance contexts [1,5,10,14].

Therefore, the aim of the present study was to examine the effects of controlled cadence increases on spatiotemporal gait parameters and plantar pressure distribution during walking at a constant velocity in healthy adults [3,4,11,16].

While cadence-related reductions in temporal gait parameters have been previously reported and are therefore considered confirmatory, the primary novel contribution of this study is the quantification of how cadence-driven temporal constraints relate to region-specific forefoot plantar loading [3,10,16].

Accordingly, we hypothesized that increasing walking cadence would

(i) systematically reduce temporal gait parameters, including step time, contact time, and gait cycle duration, while preserving inter-limb symmetry, and
(ii) be associated with modest increases in regional forefoot plantar loading, as reflected by peak plantar pressure and pressure–time integral (PTI), indicating a coordinated temporal–mechanical adjustment.

2. Materials and Methods

2.1. Participants

Fifty-two healthy adults (26 males, 26 females; age 25.3 ± 4.2 years; height 1.73 ± 0.09 m; body mass 68.4 ± 8.5 kg) participated in this study. No participant reported musculoskeletal, neurological, or lower-limb pathology within the previous six months. All were autonomous walkers with a body mass index within the normal range (18.5–24.9 $kg \cdot m^{-2}$).

Sample size was determined based on previous within-subject studies on cadence modulation and plantar pressure variables, which have used similar or smaller samples. Because each participant served as their own control, this repeated-measures design reduced inter-individual variability and increased statistical power. In addition, the need to obtain stable estimates across multiple plantar regions was considered. For these reasons, 52 participants were recruited, allowing robust comparisons across the three experimental conditions and accounting for potential exclusions due to sensor artifacts.

This study adhered to the Declaration of Helsinki (2013 revision) and received approval from the Ethics Committee of the University of Barcelona (UB-2014-23). Written informed consent was obtained from all participants.

2.2. Experimental Design

A within-subject, repeated-measures design was employed. Each participant completed three cadence-controlled walking conditions: 110 steps·min^{-1} (baseline), 120 steps·min^{-1} (intermediate), and 130 steps·min^{-1} (high cadence).

Treadmill speed was fixed at 1.39 m·s^{-1} to ensure that observed gait adaptations were attributable solely to cadence modulation. The order of the three conditions was assigned using a counterbalanced Latin-square design to minimize potential order effects.

Participants walked on a motorized treadmill (NordicTrack® T12, iFIT Health & Fitness Inc., Logan, UT, USA), while cadence was externally imposed using an auditory metronome (Korg MA-2, Korg Inc., Tokyo, Japan), with each acoustic signal corresponding to a foot contact. Cadence compliance was continuously monitored through a combination of the metronome and real-time visual biofeedback provided by the OptoGait system. Step frequency (±1 step·min^{-1}) was displayed on a front-mounted monitor (Figure 1), allowing both participants and investigators to verify maintenance of the target cadence throughout each trial.

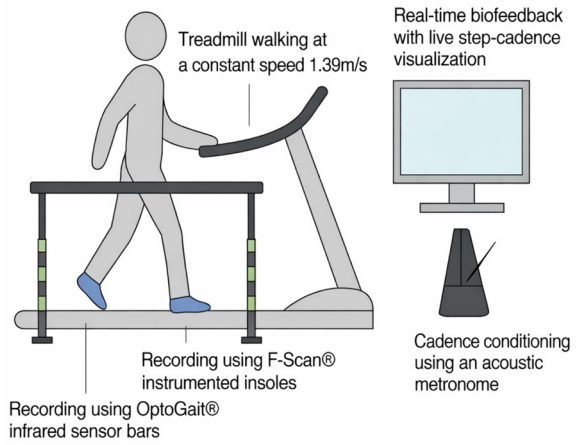


Figure 1. Experimental setup.

Participants walked on a motorized treadmill at a fixed speed of 1.39 m·s^{-1} while cadence was externally controlled using an auditory metronome and visual feedback display. Spatiotemporal data were acquired using OptoGait® infrared bars and plantar pressure data were acquired using Tekscan F-Scan® in-shoe sensors. All data streams were synchronized and recorded continuously.

2.3. Measurement Instruments

2.3.1. Kinematic Analysis

Spatiotemporal data were processed using OptoGait Analysis Suite v1.12 (Microgate Srl., Bolzano, Italy) consisting of parallel transmitting and receiving infrared bars operating at a sampling frequency of 1000 Hz with a spatial resolution of 1 cm. Initial contact and toe-off events were automatically detected using the manufacturer's standard algorithm.

The following variables were extracted: gait cycle duration (s), cadence (steps·min^{-1}), step time (s), stride length (cm), step length (cm), contact phase (%), and swing phase (%).

Right and left limbs were initially processed separately to examine potential inter-limb differences. Descriptive analyses revealed minimal and consistent differences between limbs across all cadence conditions, with step-length differences <1 cm, step-time differences ≤0.01 s, and contact-phase differences <0.5 percentage points. This pattern indicated a high degree of functional symmetry during treadmill walking.

Because the present study was not statistically powered to detect subtle limb-specific effects—particularly for plantar pressure variables—and the main objective was to char-

acterize global cadence-related adaptations, left and right values were averaged to obtain limb-averaged measures for all subsequent analyses.

For each cadence condition, spatiotemporal variables were averaged over the steady-state walking period.

2.3.2. Kinetic Analysis

Plantar pressure data were processed using Tekscan F-Scan Research 8.0 (Tekscan Inc., South Boston, MA, USA)equipped with resistive sensor insoles. Data were recorded at a sampling frequency of 100 Hz, according to manufacturer specifications, and calibrated for each participant according to body mass following the manufacturer's recommended procedure.

Participants wore their own athletic footwear fitted with F-Scan® insoles. OptoGait and F-Scan recordings were initiated simultaneously at trial onset and later aligned offline using the same retained steady-state steps, ensuring temporal synchronization between spatiotemporal and plantar pressure data. According to manufacturer specifications, sensor accuracy was approximately ±5% of full-scale load.

The plantar surface was divided into five anatomical regions: hallux, lesser toes, first ray, central rays, and fifth ray. For each region, peak plantar pressure (kPa) was defined as the maximum pressure value observed during stance, and pressure–time integral (PTI, kPa·s) was calculated as the integral of pressure over stance time. Left and right foot data were averaged to obtain limb-averaged values for each condition.

Because step-level plantar pressure variables typically exhibit skewed distributions and occasional extreme values, regional peak pressure and PTI were summarized using step-level medians for each participant and condition. These subject-level median values were then used for all subsequent statistical and correlational analyses.

Left and right foot data were initially processed separately. Given the absence of relevant inter-limb differences and the primary objective of characterizing global cadence-related adaptations, limb-averaged values were subsequently computed for each condition.

2.4. Experimental Procedure

Participants first completed a 2 min familiarization period on the treadmill to practice synchronizing their steps with the metronome and to ensure a comfortable gait at the imposed belt speed. Footwear was then fitted with the F-Scan insoles, and sensors were zeroed in an unloaded seated position according to the manufacturer's recommendations.

Each cadence condition (110, 120, 130 steps·min^{-1}) lasted 90 s. Participants were instructed to match every step to the auditory cue of the metronome. Real-time cadence feedback displayed on the treadmill monitor was used by both participants and investigators to verify attainment and maintenance of the target cadence. In addition, the OptoGait software provided a cadence variability indicator, which was monitored to confirm stepping pattern stability during each condition.

The initial transition phase and the final deceleration phase of each trial were later excluded from analysis (see Section 2.5). For subsequent analyses, only periods in which cadence remained within ±1 step·min^{-1} of the target value were retained. The central steady-state portion of each recording was used for spatiotemporal and plantar pressure processing.

OptoGait and F-Scan data were recorded simultaneously and exported for offline alignment and analysis, as described in Section 2.5.

2.5. Data Processing

For each participant and cadence condition, raw OptoGait and F-Scan recordings were visually inspected to identify the onset of stable walking. No automated algo-

rithm was used to define steady state. Instead, steady-state gait was identified based on real-time cadence stabilization verified via the OptoGait biofeedback displayed on the treadmill monitor.

Specifically, the steady-state phase was considered to begin once participants consistently maintained the target cadence within ± 1 step·min^{-1}. The initial steps preceding attainment of the target cadence were excluded. Analogously, the final steps of each recording were removed to avoid deceleration artifacts.

All analyses were therefore based on gait cycles occurring within the central 60 s steady-state interval (typically 55–65 cycles per trial), during which cadence stability was confirmed.

2.5.1. Spatiotemporal Variables (OptoGait)

Foot-contact and toe-off events were detected using the manufacturer's standard LED-interruption algorithm. Valid gait cycles were defined as those with complete and artifact-free detection of initial contact and toe-off events.

For each valid gait cycle, step time, contact time, gait cycle duration, and stance phase percentage were computed. Values were averaged across all valid cycles within the steady-state segment. Cycles showing incomplete foot contact, double strikes, cadence irregularities, or signal-detection artifacts were excluded.

Right and left limbs were processed independently for symmetry analysis. Because all analyses were restricted to the same central 60 s steady-state interval for all participants, the number of retained gait cycles was comparable across participants.

2.5.2. Plantar Pressure Variables (F-Scan)

Plantar pressure data were processed using the same steady-state steps retained for the spatiotemporal analysis. The plantar surface was divided into five anatomical regions—hallux, lesser toes, first ray, central rays, and fifth ray—as illustrated in Figure 2.

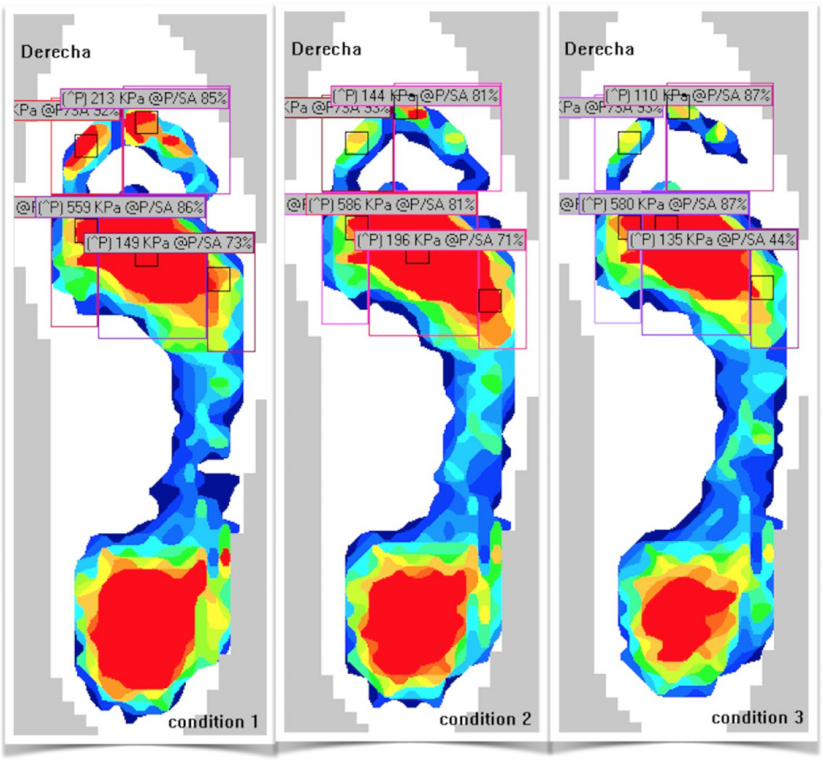


Figure 2. Schematic division of the plantar surface into anatomical regions.

For each predefined foot region, two outcome metrics were computed: peak plantar pressure (kPa) and pressure–time integral (PTI; kPa·s), obtained by numerical integration over stance.

Both variables were summarized as the median [Q1; Q3] across all valid steps of the steady-state interval. Steps affected by sensor dropout, edge-loading artifacts, or non-physiological values were excluded. Right and left limbs were processed independently prior to statistical analysis.

Spatiotemporal data were processed using OptoGait Analysis Suite v1.12 and plantar pressure data were processed using Tekscan F-Scan Research 8.0.

A schematic division of the plantar surface into anatomical regions was used for plantar pressure analysis. The forefoot was segmented into five regions: hallux, lesser toes, first ray, central rays, and fifth ray. This standardized regional mask was applied to all trials to extract regional peak plantar pressure and pressure–time integral (PTI) values.

2.6. Statistical Analysis

All statistical analyses were performed using Python (version 3.12.7; Python Software Foundation, Wilmington, DE, USA). Statistical significance was set at $p < 0.05$. Distributional characteristics of the data were inspected visually (histograms and Q–Q plots). Spatiotemporal gait parameters are reported as the mean ± standard deviation, whereas plantar pressure variables are reported as the median with interquartile range [Q1–Q3].

Spatiotemporal gait parameters (stride length, step length, step time, contact time, gait cycle duration, contact phase, and swing phase) were analyzed using one-way repeated-measures analysis of variance (RM-ANOVA), with cadence condition (110, 120, and 130 steps·min^{-1}) as the within-subject factor. Cadence was experimentally imposed and therefore not treated as a dependent variable; instead, it was reported descriptively as a manipulation check. When significant main effects were detected, post-hoc pairwise comparisons were performed using Bonferroni-adjusted comparisons. In addition to p-values, partial eta squared (ηp^2) was calculated and reported as a measure of effect size. Effect sizes were interpreted according to conventional thresholds: for ηp^2, 0.01 (small), 0.06 (moderate), and ≥0.14 (large).

Plantar pressure outcomes, including peak plantar pressure (PPP, kPa) and pressure–time integral (PTI, kPa·s), were analyzed using non-parametric methods due to skewed distributions and the presence of extreme values. All analyses were performed on limb-averaged values obtained from n = 52 participants. Peak plantar pressure (PPP) was defined as the maximum pressure value recorded within each plantar region across the entire contact phase of the gait cycle (0–100%). PPP values were extracted from time-normalized pressure data sampled at successive instants of stance (0%, 10%, 20%, . . ., 100%) for both right and left feet.

Differences across cadence conditions were assessed using the Friedman test for repeated measures, followed by Wilcoxon signed-rank tests for pairwise comparisons. Kendall's W was reported as an effect size for Friedman tests and Wilcoxon's r was calculated for pairwise comparisons. For both Kendall's W and Wilcoxon's r, effect sizes were interpreted as small (0.10), moderate (0.30), and large (≥0.50). To control for multiple comparisons across plantar regions within each plantar pressure metric (peak pressure and PTI), p-values were adjusted using the Benjamini–Hochberg false discovery rate (FDR) procedure, applied separately within each outcome family (peak pressure and PTI).

Associations between temporal spatiotemporal gait parameters (contact time and gait cycle duration) and plantar loading outcomes (forefoot peak plantar pressure and pressure–time integral) were explored using Spearman's rank correlation coefficients (ρ). For each participant and variable, values were first averaged within each cadence condition

(110, 120, and 130 steps·min^{-1}) and subsequently averaged across the three conditions to obtain a single subject-level value for correlation analyses. This approach ensured that each participant contributed one independent observation, thereby avoiding pooling of repeated measures and minimizing within-subject dependence. Exploratory correlations involving contact phase (%) were also computed to facilitate comparison with previous gait studies. For each set of correlations, *p*-values were adjusted for multiple testing using FDR correction within each correlation family.

2.7. Availability of Materials, Data, Code, and Protocols

The data presented in this study are not publicly available due to ethical and privacy considerations but are available from the corresponding author upon reasonable request. Data processing, statistical analyses, and figure generation were performed using custom scripts developed in Python (version 3.12.7). The analysis workflow and code can be shared upon reasonable request.

2.8. Generative AI Use Statement

Generative artificial intelligence (GenAI) tools were not used to generate, analyze, interpret, or create any scientific content, data, figures, or methodological procedures in this study. GenAI was used exclusively for superficial text editing (grammar, spelling, punctuation, and formatting) using ChatGPT (GPT-4, OpenAI, San Francisco, CA, USA), in accordance with MDPI guidelines.

3. Results

Cadence manipulation from 110 to 130 steps·min^{-1} produced systematic changes in spatiotemporal gait parameters and regional plantar pressure outcomes. Descriptive spatiotemporal results are summarized in Table 1, plantar pressure outcomes in Table 2, and correlation analyses in Table 3.

Table 1. Limb-averaged spatiotemporal gait parameters across cadence conditions (mean ± SD) and effect sizes.

Variable	Con1 (110 Steps·min^{-1})	Con2 (120 Steps·min^{-1})	Con3 (130 Steps·min^{-1})	*p*-Value	ηp^2
Cadence (steps·min^{-1})	110.51 ± 3.26	119.95 ± 2.04	129.55 ± 1.70	<0.001	0.946
Stride length (cm)	144.63 ± 11.93	134.02 ± 11.29	124.23 ± 10.25	<0.001	0.962
Step length (limb-avg) (cm)	72.31 ± 5.96	66.38 ± 6.94	62.13 ± 5.13	<0.001	0.790
Contact phase (limb-avg) (%)	67.80 ± 3.36	68.83 ± 4.43	69.67 ± 3.63	0.002	0.114
Swing phase (%)	32.15 ± 3.43	30.98 ± 3.74	30.33 ± 3.68	0.001	0.127
Step time (limb-avg) (s)	0.54 ± 0.01	0.50 ± 0.01	0.46 ± 0.03	<0.001	0.823

Note. Step time and step length were obtained directly from OptoGait measurements and aver-aged across limbs. Contact time (s) was calculated as the product of gait cycle duration (s) and stance-phase percentage, defined as the sum of loading-response and pre-swing phases. Swing phase represents the complementary percentage of the gait cycle. Cadence conditions corre-spond to 110, 120, and 130 steps·min^{-1}. Cadence was experimentally imposed; therefore, the re-ported *p*-value and effect size for cadence are provided solely as a manipulation check and should not be interpreted as inferential results. Partial eta squared (ηp^2) is reported as a measure of effect size for repeated-measures ANOVA (0.01 = small, 0.06 = medium, ≥0.14 = large).

Table 2. Limb-averaged peak plantar pressure (kPa) across cadence conditions (median [Q1–Q3]) with non-parametric analysis and effect sizes.

Plantar Region	110 Steps·min^{-1}	120 Steps·min^{-1}	130 Steps·min^{-1}	Friedman p	Kendall's W
Hallux	3.32 [2.67–5.73]	3.05 [1.92–4.67]	2.89 [1.82–5.35]	<0.001	0.176
Lesser toes	2.24 [1.48–2.75]	1.85 [0.94–2.54]	1.87 [0.87–2.48]	<0.001	0.152
First ray	4.07 [2.63–5.61]	4.23 [2.33–5.33]	3.79 [2.32–5.38]	0.031	0.073
Central rays	6.92 [4.05–8.82]	7.45 [4.58–9.19]	6.98 [3.95–9.01]	0.007	0.106
Fifth ray	2.25 [1.61–3.20]	2.67 [1.63–3.10]	2.25 [1.53–2.93]	0.047	0.060

Note. Values represent limb-averaged peak plantar pressure (PPP, kPa) and are reported as the median [first–third quartile]. Peak plantar pressure was defined as the maximum value recorded within each plantar region across the entire contact phase of the gait cycle (0–100%), obtained from time-normalized pressure data sampled at successive stance instants. Due to non-normal data distribution, Friedman tests were used to assess differences across cadence conditions. Kendall's W was reported as a measure of effect size (0.10 = small, 0.30 = moderate, ≥0.50 = large). Cadence conditions correspond to 110, 120, and 130 steps·min^{-1}.

Table 3. Associations between spatiotemporal parameters and plantar pressure outcomes.

Plantar Region	Outcome	Spearman's ρ (Range)	p-Value (FDR)
Fifth ray	Peak	−0.09 to 0.06	>0.05
Fifth ray	PTI	−0.07 to 0.07	>0.05
Lesser toes	Peak	−0.26 to 0.26	>0.05
Lesser toes	PTI	−0.25 to 0.22	>0.05
Hallux	Peak	−0.28 to 0.29	>0.05
Hallux	PTI	−0.24 to 0.35	>0.05
First ray	Peak	−0.15 to 0.16	>0.05
First ray	PTI	−0.27 to 0.27	>0.05
Central rays	Peak	−0.10 to 0.04	>0.05
Central rays	PTI	−0.05 to 0.03	>0.05

Note: Spearman's rank correlation coefficients (ρ) summarize the range of observed associations between spatiotemporal variables (cadence, step time, contact phase, stride length, step length, and swing phase) and plantar pressure metrics (peak pressure and pressure–time integral, PTI) for each plantar region. After false discovery rate (FDR) correction for multiple comparisons, no correlations remained statistically significant (all p_FDR > 0.05). Detailed correlation coefficients and adjusted p-values are provided in Supplementary Table S1.

3.1. Spatiotemporal Parameters

Participants successfully maintained the imposed treadmill speed of 1.39 m·s^{-1} across all cadence conditions. Descriptive limb-specific analyses revealed minimal and consistent differences between right and left limbs across all conditions. Step length differences remained below 1 cm (≤1.4%), step time differences were ≤0.01 s, and contact phase differences were <0.5 percentage points. This pattern indicates a high degree of functional symmetry during treadmill walking.

Accordingly, inter-limb asymmetry values for step time and other temporal variables remained below 2.2%, with no systematic differences between conditions. For this reason, and in line with the primary objective of characterizing global cadence-related adaptations, spatiotemporal outcomes are presented as limb-averaged values.

Cadence was externally imposed and is therefore reported descriptively as a manipulation check rather than analyzed as an outcome variable. As expected, cadence differed significantly across conditions, confirming compliance with the experimental protocol (Table 1).

As expected, temporal gait parameters varied systematically across cadence conditions (Table 1). Figure 3 provides a graphical visualization of these trends across con-

ditions to facilitate interpretation. Step time decreased monotonically across conditions (110 → 120 → 130 steps·min^{-1}), from approximately 0.54 s at 110 steps·min^{-1} to 0.46 s at 130 steps·min^{-1} ($p < 0.001$). Gait cycle duration showed a similar pattern, with an overall reduction of approximately 8–10% across the cadence range ($p < 0.001$).

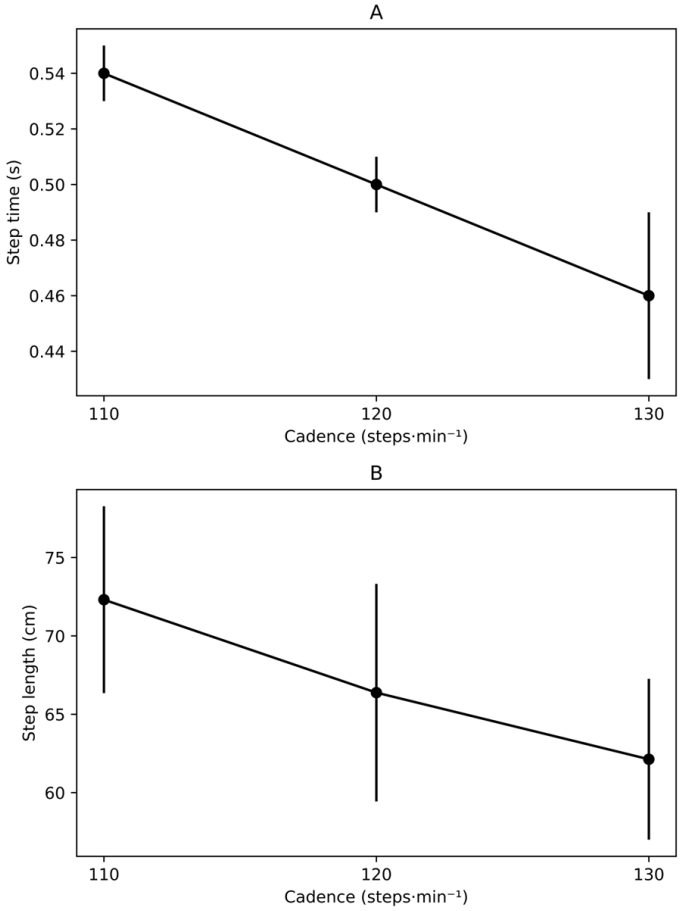


Figure 3. Spatiotemporal adaptations to cadence modulation during treadmill walking. (**A**) Step time (s) and (**B**) step length (cm) across cadence conditions (110, 120, and 130 steps·min^{-1}) at a constant treadmill speed (1.39 m·s^{-1}). Values are presented as mean ± standard deviation. Inferential statistics are provided in Table 1.

Consistent with the constant treadmill speed, spatial parameters also adapted to cadence modulation. Stride length decreased from 144.63 ± 11.93 cm at 110 steps·min^{-1} to 124.23 ± 10.25 cm at 130 steps·min^{-1} ($p < 0.001$), with a corresponding reduction in step length from 72.31 ± 5.96 cm to 62.13 ± 5.13 cm ($p < 0.001$).

Stance phase percentage exhibited a modest increase with higher cadence, rising from 67.80 ± 3.36% at 110 steps·min^{-1} to 69.67 ± 3.63% at 130 steps·min^{-1} ($p = 0.002$), accompanied by a complementary reduction in swing-phase percentage ($p < 0.001$). Contact time, derived as the product of gait cycle duration and stance phase percentage, decreased progressively across conditions, reflecting the shortening of both gait cycle duration and step time with increasing cadence.

Descriptive values (mean ± standard deviation) and statistical outcomes for all spatiotemporal variables are reported in Table 1. Variables were not normalized to anthropometric characteristics (e.g., body mass or leg length) because the analyses focused on within-subject comparisons across cadence conditions.

3.2. Regional Plantar Pressure Distribution

Because plantar pressure variables exhibited skewed distributions and the presence of extreme values, data are reported as medians [Q1–Q3] (Table 2). Friedman tests revealed significant cadence effects in four of the five forefoot regions. From 110 to 130 steps·min^{-1}, peak plantar pressure increased significantly in the hallux, lesser toes, central rays, and fifth ray (all p_FDR < 0.05), whereas no significant change was observed in the first-ray region (p_FDR > 0.05).

Across these regions, relative increases in peak plantar pressure with higher cadence were generally modest, on the order of approximately 8–10% in the lesser toes and fifth ray, with smaller but still significant increases in the hallux and central rays. These regional changes are illustrated in Figure 4. Exact medians, interquartile ranges, Friedman test statistics, and Wilcoxon effect sizes (r) for peak pressures are provided in Table 2.

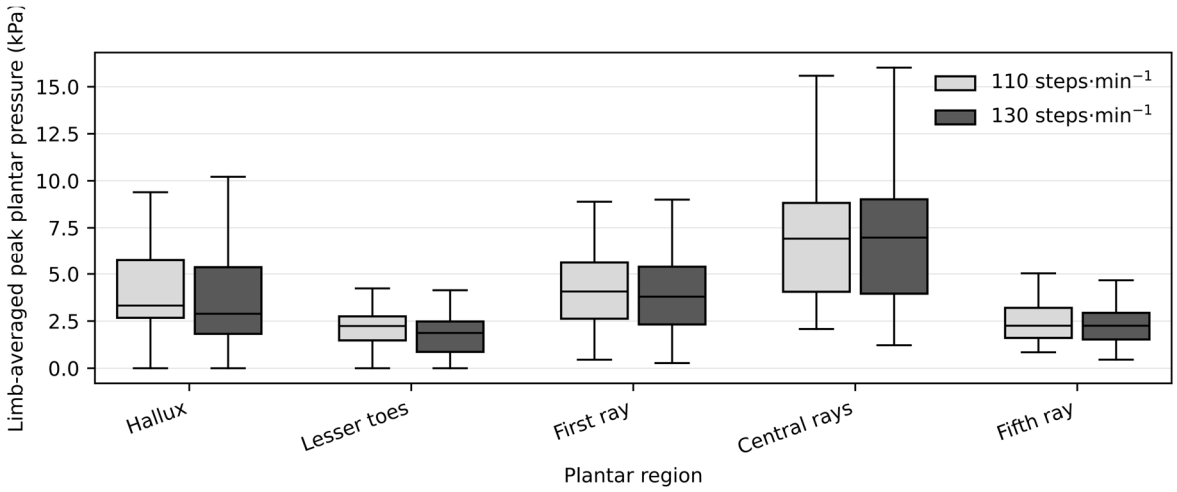


Figure 4. Regional peak plantar pressure at low and high cadence conditions.

Forefoot pressure–time integral (PTI) also increased modestly with cadence (p_FDR < 0.01), indicating a small but consistent elevation in cumulative plantar loading when walking at higher step rates (Figure 5). Regional PTI values showed similar cadence-related trends, with statistically significant increases in selected forefoot regions after FDR correction.

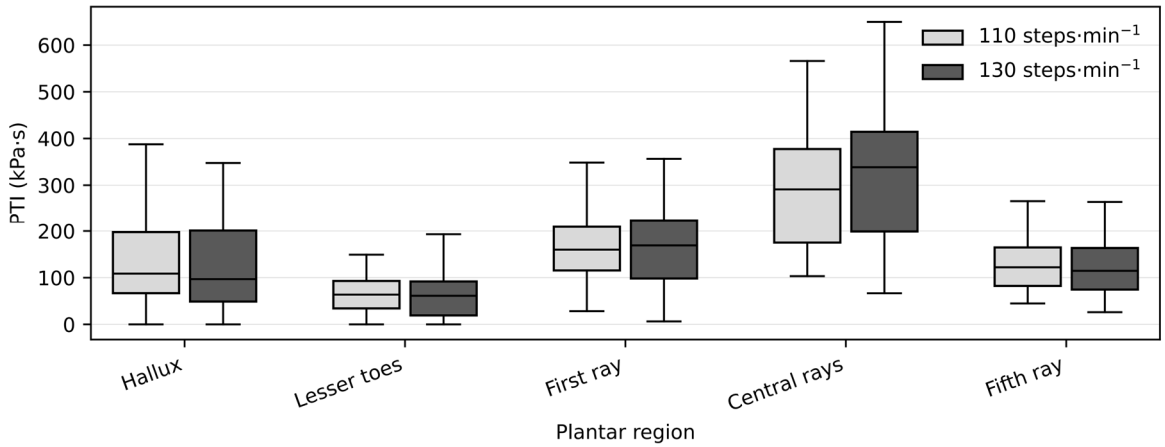


Figure 5. Pressure–time integral (PTI) at low and high cadence conditions.

Box plots show median values and interquartile ranges for limb-averaged peak plantar pressure (kPa) across plantar regions at 110 and 130 steps·min^{-1}. Statistical comparisons

between cadence conditions were performed using Wilcoxon signed-rank tests, with false discovery rate (FDR) correction applied across plantar regions. Significant differences after FDR correction are indicated (p_FDR < 0.05).

Box plots show median values and interquartile ranges for limb-averaged PTI (kPa·s) across plantar regions at 110 and 130 steps·min^{-1}. Statistical comparisons between cadence conditions were performed using Wilcoxon signed-rank tests, with false discovery rate (FDR) correction applied across plantar regions. Significant differences after FDR correction are indicated (p_FDR < 0.05).

3.3. Associations Between Spatiotemporal and Plantar Pressure Variables

Spearman's rank correlations were used to examine whether temporal gait parameters were associated with F plantar loading metrics (Table 3). After FDR adjustment, longer contact time was moderately associated with lower forefoot peak plantar pressure ($\rho = -0.46$, p_FDR = 0.001). Stance phase percentage also showed a moderate negative association with forefoot peak plantar pressure ($\rho = -0.41$, p_FDR = 0.006). In addition, longer gait cycle duration was associated with lower forefoot PTI ($\rho = -0.38$, p_FDR = 0.011). No other correlations between temporal parameters and forefoot plantar loading metrics remained significant after FDR correction.

Exploratory correlations between spatiotemporal parameters and regional plantar pressure metrics (peak pressure and PTI in the hallux, lesser toes, first ray, central rays, and fifth ray) yielded small effect sizes ($|\rho|$ generally < 0.30), and none survived FDR correction (all p_FDR > 0.05). These regional correlation results are summarized in Supplementary Table S1.

3.4. Summary of Main Quantitative Findings

- Increasing cadence from 110 to 130 steps·min^{-1} at constant walking speed led to shorter step time, contact time, and gait cycle duration, with small increases in stance-phase and pre-swing percentages and stable inter-limb symmetry.
- Peak plantar pressure increased significantly in the hallux, lesser toes, central rays, and fifth ray, whereas the first-ray region remained unchanged. Regional PTI showed modest, region-specific increases with cadence.
- Moderate negative Spearman correlations were found between key temporal parameters (contact time, stance-phase percentage, gait cycle duration) and global plantar pressure metrics (peak plantar pressure and pressure–time integral).

4. Discussion

The present study investigated how cadence modulation at a constant walking speed influences the temporal and spatial organization of gait and its relationship with plantar loading. The primary finding was that increasing cadence induced a marked temporal compression of stance, as evidenced by progressive reductions in contact time and gait cycle duration, alongside a concomitant decrease in stride length. Despite this reduction in absolute contact time, the relative contribution of the contact phase to the gait cycle increased, indicating a reorganization of temporal proportions rather than a simple shortening of stance. These results highlight contact time as a central temporal variable associated with cadence-related gait adaptations and provide a coherent temporal framework for interpreting the observed changes in plantar loading.

Our results are consistent with previous studies employing rhythmic auditory cueing. Yu et al. [15] reported that a 110% RAC condition significantly increased cadence and stride length in healthy young adults, supporting the effectiveness of metronomic stimulation for gait modulation. Similarly, Minino et al. [10] showed that RAC frequencies slightly

above natural cadence improved temporal gait parameters and reduced trunk sway, suggesting enhanced dynamic stability. Together, these findings reinforce the validity of using metrorhythmic cues to experimentally and clinically manipulate gait timing.

4.1. Kinematic Adaptations

Increasing cadence produced clear and systematic reductions in gait cycle duration, step time, and contact time, together with a modest increase in the stance proportion of the gait cycle. This pattern indicates that participants completed the stance more rapidly in absolute terms (shorter contact time), while the stance share of the gait cycle increased slightly. These findings align with previous evidence indicating that cadence acts as a primary timing-regulation mechanism influencing postural control, stability, and intersegmental coordination [1,2,5,6,9].

The consistently low step time asymmetry (<2%) across all cadence conditions indicates that these adjustments occurred without detectable left–right temporal imbalances [13]. This supports the notion that cadence increments are implemented through system-wide neuromuscular timing adaptations rather than limb-specific corrective actions [1,10], although the present design cannot directly confirm the underlying control mechanisms.

In this context, Danion et al. [5] reported a U-shaped relationship between stride frequency and gait variability, with minimal variability observed around ~1 Hz ($\approx$120 steps·min^{-1}). They proposed that this optimal cadence reflects the natural resonance frequency of the locomotor system, at which neuromuscular involvement and internal perturbations are minimized [5]. Our findings are compatible with this framework, as temporal adaptations occurred without loss of symmetry or apparent destabilization, supporting cadence as a global control parameter [1,10].

Furthermore, Mercer et al. [11] demonstrated that stride length and stride frequency exert distinct biomechanical effects [11]. In the present study, cadence increments were accompanied by systematic reductions in stride length, suggesting that part of the observed kinematic reorganization reflects combined temporal constraints and geometric adjustments of the lower limbs.

Consistent with these findings, Hak et al. [14] showed that increasing stride frequency enhances medio-lateral margins of stability during walking, independently of stride length and walking speed [14]. This supports the interpretation that cadence manipulation may contribute to improved frontal-plane stability without compromising dynamic consistency of gait.

4.2. Kinetic Adaptations

Higher cadence was associated with increased plantar pressures in distal and lateral forefoot regions, particularly the lesser toes and fifth ray, while pressures under the first ray remained relatively stable [4,16]. This distal–lateral redistribution is compatible with a center-of-pressure progression that shifts laterally and distally during terminal stance under faster temporal constraints [16]. However, this interpretation remains speculative because center-of-pressure trajectories and ground-reaction forces were not recorded.

Hak et al. [14] reported that increased cadence is associated with larger medio-lateral margins of stability, which may require greater engagement of lateral and distal forefoot structures to control frontal-plane balance [14]. This mechanism may partly explain the increased pressures observed in the lateral forefoot regions in the present study.

Additionally, Mercer et al. [11] showed that changes in stride length, rather than stride frequency per se, primarily influence impact-related mechanical responses [11]. Given that cadence increases in the present study were accompanied by shorter stride lengths, this mechanism may partly explain the observed redistribution of plantar pressures. Shorter

steps may alter lower-limb geometry at contact, thereby modifying load transfer across the forefoot.

Although vertical ground-reaction-force data were not collected, the combination of reduced contact time and increased localized forefoot pressure suggests a greater temporal concentration of plantar loading [16]. Similar patterns have been reported in contexts involving increased activation of digital flexors and peroneal muscles, potentially contributing to mediolateral stability and late-stance propulsion [9]. Because electromyography was not included, these interpretations should be regarded as hypotheses informed by prior work rather than conclusions drawn directly from our data.

Overall, the present results are consistent with the concept that cadence increments compress stance-related events in time while coinciding with greater loading over distal propulsive structures [4,16]. However, the precise mechanical and neuromuscular mechanisms underlying this redistribution cannot be established from the present dataset.

4.3. Kinematic–Kinetic Integration

Correlation analyses revealed moderate associations between temporal gait parameters and forefoot plantar loading metrics, including forefoot peak plantar pressure and pressure–time integral (PTI). Within the cadence range examined, this pattern indicates that shorter stance-related time windows tended to co-occur with higher plantar loads. However, given the cross-sectional design and the moderate magnitude of the correlation coefficients, these findings should be interpreted as descriptive associations rather than causal relationships [4,16].

It should be noted that averaging values across cadence conditions emphasizes between-subject associations and may attenuate cadence-specific relationships.

This pattern parallels observations in fast walking, where reduced stance-related timeframes have been reported alongside greater forefoot loading without necessarily requiring increased total force production [4,16]. Mercer et al. [11] similarly emphasized that small modifications in gait pattern can substantially alter mechanical loading without major energetic penalties, supporting the functional relevance of cadence-driven adaptations [11].

The present findings therefore extend previous work by quantifying how cadence-related changes in temporal parameters relate to changes in regional plantar pressures under constant speed conditions [3,4,16]. Within this framework, the observed adjustments can be tentatively summarized as follows:

- Temporal: reduced step time and accelerated stance events [3,10];
- Mechanical: increased distal–lateral plantar loading [4,16];
- Functional: preservation of bilateral symmetry and locomotor stability proxies [13,14].

Importantly, these patterns do not imply specific motor-control strategies but rather describe concurrent adaptations observed under externally constrained cadence conditions. Therefore, any interpretation in terms of control mechanisms should be considered speculative.

These findings are compatible with the work of Hak et al. [14], who showed that cadence-related temporal adjustments can modify stability-related mechanical demands without affecting local dynamic stability. Together, this supports the notion that cadence-driven changes may selectively influence balance-related mechanical requirements rather than global locomotor stability. Nevertheless, direct neuromuscular and dynamic stability measures would be required to substantiate this interpretation.

4.4. Clinical Implications

These results parallel observations in fast walking, where reduced stance-related timeframes have been reported alongside increased forefoot loading without necessarily requiring higher total force production [4,16]. The present findings extend previous work

by quantifying how cadence-related temporal adjustments relate to changes in regional plantar pressures under constant-speed conditions [3,4,16].

From a clinical perspective, Danion et al. [5] demonstrated that preferred gait patterns are not necessarily those associated with minimal variability, supporting the potential utility of cadence manipulation as a therapeutic strategy [5]. In this context, rhythmic auditory cueing (e.g., metronome-based interventions) has been shown to be an effective tool to externally modulate step frequency in both healthy and clinical populations [10,15]. Our results reinforce this concept, suggesting that externally imposed cadence could be explored as a tool to modulate gait timing and plantar loading patterns in rehabilitation settings, particularly in individuals with neurological or musculoskeletal disorders.

Together, these findings indicate that cadence-based interventions may have the potential to improve temporal organization and dynamic stability while simultaneously modulating plantar loading in clinical populations, such as individuals with stroke, Parkinson's disease, or lower-limb osteoarthritis [1,14]. However, given the correlational nature of the present analysis and the absence of direct neuromuscular or stability measures, these interpretations should be considered preliminary and warrant confirmation in targeted clinical trials.

4.5. Limitations and Future Perspectives

The present findings may inform future work on cadence modulation as a tool to influence gait timing and plantar loading patterns. In particular, the observation that temporal reorganization occurred without measurable reductions in inter-limb symmetry [3,11,13] suggests that cadence manipulation could be explored as a strategy to adjust spatiotemporal parameters and regional forefoot loading in clinical populations. However, because the current data derive exclusively from young healthy adults, extrapolation to other populations should be approached with caution.

An additional methodological consideration relates to the externally imposed nature of cadence in the present protocol. Cadence was constrained using rhythmic auditory cueing, which may engage attentional and sensorimotor processes that differ from those involved in spontaneous self-selected walking. Consequently, the observed adaptations reflect responses to externally constrained temporal conditions rather than natural cadence regulation. This distinction should be considered when interpreting ecological validity and transferability to unconstrained overground walking.

Nevertheless, it is important to note that rhythmic auditory cueing delivered through simple devices such as headphones or smartphone applications represents a low-cost, accessible, and widely used strategy in both clinical practice and daily-life contexts. In this sense, the present experimental paradigm may reasonably approximate real-world scenarios in which individuals intentionally modulate step frequency using external rhythmic stimuli. Thus, while externally imposed cadence constitutes a methodological constraint, it also reflects a practically applicable intervention framework.

Several additional methodological limitations should be acknowledged. First, participants were allowed to wear their own athletic footwear, which may have influenced absolute plantar pressure magnitudes due to differences in midsole properties and shoe geometry [4,16]. Although our analyses focused on within-subject comparisons across cadence conditions—thereby minimizing inter-individual bias—this factor may still contribute to variability and should be controlled in future studies.

Second, foot morphology (e.g., arch structure, pes planus, or pes cavus) was not assessed. Given that foot posture is known to influence regional plantar pressure distribution, the absence of this information limits the generalizability of our findings and may partially explain inter-individual variability [2,9].

Third, gait variables were not normalized to anthropometric characteristics (e.g., body mass or leg length), which may affect absolute values and between-subject comparisons. Future research should consider normalization procedures to improve comparability across individuals [3,10].

In clinical populations with impaired motor control—such as peripheral neuropathy, stroke, or knee osteoarthritis—increasing cadence could potentially promote a more consistent temporal organization of gait, along with slightly higher stance proportions, with possible implications for joint or soft-tissue loading [3,10,14]. Similarly, in forefoot rehabilitation, moderate cadence increases might be explored experimentally to evaluate whether plantar loading can be redistributed toward distal segments and whether such changes relate to altered intrinsic foot muscle activation or dynamic stability [2,4,8,9,12,16]. These possibilities remain hypothesis-generating and would require targeted longitudinal studies incorporating standardized footwear, foot morphology assessment, and additional biomechanical measures (e.g., electromyography and ground reaction forces).

5. Conclusions

A controlled increase in walking cadence was associated with coordinated changes in temporal gait parameters and plantar loading patterns in healthy adults walking at a constant speed. Increasing cadence systematically shortened gait cycle duration, step time, and contact time (approximately 8–10%), while inter-limb temporal symmetry remained preserved across conditions.

Concurrently, peak plantar pressure increased modestly in several distal forefoot regions—including the lesser toes, fifth ray, hallux, and central rays—whereas first-ray loading remained relatively stable. Whole-foot pressure–time integral also showed a small but consistent increase at higher cadences, indicating a modest elevation in cumulative plantar loading.

Moderate negative associations were observed between key temporal parameters (contact time, stance phase percentage, and gait cycle duration) and whole-foot plantar loading metrics, suggesting that shorter stance-related time windows tend to co-occur with higher plantar loads. These relationships should be interpreted as descriptive, given the cross-sectional design and absence of direct neuromuscular or mechanical measurements.

Together, these findings characterize how cadence modulation reorganizes gait timing and plantar loading during steady-state walking without implying specific underlying control mechanisms. From a clinical perspective, cadence manipulation may warrant further investigation as a potential strategy for adjusting gait timing and plantar loading patterns in populations with motor impairments. However, extrapolation beyond healthy young adults requires caution, and future studies should incorporate longitudinal designs and additional biomechanical measures—including electromyography and ground reaction forces—to clarify the mechanisms and clinical relevance of cadence-related gait adaptations.

Supplementary Materials: The following supporting information can be downloaded at: https://www.mdpi.com/article/10.3390/jfmk11010053/s1, Supplementary Table S1: Exploratory correlations between spatiotemporal parameters and regional plantar-pressure metrics.

Author Contributions: Conceptualization, J.L.F. and M.C.M.-C.; methodology, J.L.F. and L.P.-P.; formal analysis, J.L.F. and C.V.S.; investigation, J.L.F. and L.P.-P.; data curation, J.L.F.; writing—original draft preparation, J.L.F.; writing—review and editing, M.C.M.-C. and C.V.S.; supervision, M.C.M.-C. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

Funding: This research received no external funding.

Institutional Review Board Statement: This study was conducted in accordance with the Declaration of Helsinki and approved by the Ethics Committee of the University of Barcelona (protocol code: UB-2014-23; approval date: 9 December 2014).

Informed Consent Statement: Informed consent was obtained from all subjects involved in this study.

Data Availability Statement: The data presented in this study are available upon reasonable request from the corresponding author. The data are not publicly available due to privacy restrictions.

Acknowledgments: The authors would like to thank all participants for their time and collaboration and the University of Barcelona for providing technical support and access to laboratory equipment.

Conflicts of Interest: The authors declare no conflicts of interest.

References

1. Lockhart, T.E. Biomechanics of Human Gait—Slip and Fall Analysis. In *Encyclopedia of Forensic Sciences*, 2nd ed.; Elsevier Inc.: Amsterdam, The Netherlands, 2013; pp. 466–476. [CrossRef]
2. Hessert, M.J.; Vyas, M.; Leach, J.; Hu, K.; Lipsitz, L.A.; Novak, V. Foot pressure distribution during walking in young and old adults. *BMC Geriatr.* **2005**, *5*, 8. [CrossRef] [PubMed]
3. Wang, J.; Luo, Z.; Dai, B.; Fu, W. Effects of 12-week cadence retraining on impact peak, load rates and lower extremity biomechanics in running. *PeerJ* **2020**, *8*, e9813. [CrossRef] [PubMed]
4. Lung, C.-W.; Mo, P.-C.; Cao, C.; Zhang, K.; Wu, F.-L.; Liau, B.-Y.; Jan, Y.-K. Effects of walking speeds and durations on the plantar pressure gradient and pressure gradient angle. *BMC Musculoskelet. Disord.* **2022**, *23*, 823. [CrossRef] [PubMed]
5. Danion, F.; Varraine, E.; Bonnard, M.; Pailhous, J. Stride variability in human gait: The effect of stride frequency and stride length. *Gait Posture* **2003**, *18*, 69–77. [CrossRef] [PubMed]
6. Wellenkotter, J.; Kernozek, T.W.; Meardon, S.; Suchomel, T. The effects of running cadence manipulation on plantar loading in healthy runners. *Int. J. Sports Med.* **2014**, *35*, 779–784. [CrossRef] [PubMed]
7. Chumanov, E.S.; Wille, C.M.; Michalski, M.P.; Heiderscheit, B.C. Changes in muscle activation patterns when running step rate is increased. *Gait Posture* **2012**, *36*, 231–235. [CrossRef] [PubMed]
8. Almonroeder, T.; Willson, J.D.; Kernozek, T.W. The effect of foot strike pattern on Achilles tendon load during running. *Ann. Biomed. Eng.* **2013**, *41*, 1758–1766. [CrossRef] [PubMed]
9. Giacomozzi, C.; Leardini, A.; Caravaggi, P. Correlates between kinematics and baropodometric measurements for an integrated in-vivo assessment of the segmental foot function in gait. *J. Biomech.* **2014**, *47*, 2654–2659. [CrossRef] [PubMed]
10. Minino, R.; Troisi Lopez, E.; Sorrentino, P.; Rucco, R.; Lardone, A.; Pesoli, M.; Tafuri, D.; Mandolesi, L.; Sorrentino, G.; Liparoti, M. The effects of different frequencies of rhythmic acoustic stimulation on gait stability in healthy elderly individuals: A pilot study. *Sci. Rep.* **2021**, *11*, 19530. [CrossRef] [PubMed]
11. Mercer, J.A.; DeVita, P.; Derrick, T.R.; Bates, B.T. Individual Effects of Stride Length and Frequency on Shock Attenuation during Running. *Med. Sci. Sports Exerc.* **2003**, *35*, 307–313. [CrossRef] [PubMed]
12. Heiderscheit, B.C.; Chumanov, E.S.; Michalski, M.P.; Wille, C.M.; Ryan, M.B. Effects of step rate manipulation on joint mechanics during running. *Med. Sci. Sports Exerc.* **2011**, *43*, 296–302. [CrossRef] [PubMed]
13. García-Pinillos, F.; Jaén-Carrillo, D.; Soto Hermoso, V.; Latorre Román, P.; Delgado, P.; Martinez, C.; Carton, A.; Roche Seruendo, L. Agreement between spatiotemporal gait parameters measured by a markerless motion capture system and two reference systems—A treadmill-based photoelectric cell and high-speed video analyses: Comparative study. *JMIR mHealth uHealth* **2020**, *8*, e19498. [CrossRef] [PubMed]
14. Hak, L.; Houdijk, H.; Beek, P.J.; van Dieën, J.H. Steps to Take to Enhance Gait Stability: The Effect of Stride Frequency, Stride Length, and Walking Speed on Local Dynamic Stability and Margins of Stability. *PLoS ONE* **2013**, *8*, e82842. [CrossRef] [PubMed]
15. Yu, L.; Zhang, Q.; Hu, C.; Huang, Q.; Ye, M.; Li, D. Effects of different frequencies of rhythmic auditory cueing on the stride length, cadence, and gait speed in healthy young females. *J. Phys. Ther. Sci.* **2015**, *27*, 485–487. [CrossRef] [PubMed]
16. Zhu, H.; Wertsch, J.J.; Harris, G.F.; Alba, H.M. Walking cadence effect on plantar pressures. *J. Rehabil. Res. Dev.* **1995**, *76*, 1000–1005. [CrossRef] [PubMed]

Disclaimer/Publisher's Note: The statements, opinions and data contained in all publications are solely those of the individual author(s) and contributor(s) and not of MDPI and/or the editor(s). MDPI and/or the editor(s) disclaim responsibility for any injury to people or property resulting from any ideas, methods, instructions or products referred to in the content.