A picture containing text, font, screenshot, graphics

Description automatically generated

**Facultat Internacional de Comerç i Economia Digital La Salle**

Trabajo Final de Máster

Máster Universitario en Ciencia de los Datos / Data Science

TÍTULO TFM

Alumno Profesor Ponente

Bernat Sort Rufat Roger Mallol Parera

|  |
| --- |
| **ACTA DEL EXAMEN**  **DEL TRABAJO FINAL DE MÁSTER** |

Reunido el Tribunal calificador en el día de la fecha, el alumno

**Bernat Sort Rufat**

Expuso su Trabajo de Final de Máster, el cual trató sobre el tema siguiente:

**TÍTULO DEL TFM**

Acabada la exposición y contestadas por parte del alumno las objeciones formuladas por los miembros del tribunal, este valoró el mencionado Trabajo con la calificación de

|  |
| --- |
|  |

Barcelona,

VOCAL DEL TRIBUNAL VOCAL DEL TRIBUNAL

PRESIDENTE DEL TRIBUNAL

Agradecimientos

Resumen

Abstract

Tabla de Contenidos

[1 Introducción 1](#_Toc143859710)

[1.1 Contexto 1](#_Toc143859711)

[1.2 Motivación y justificación 2](#_Toc143859712)

[1.3 Objetivos 2](#_Toc143859713)

[1.4 Hipótesis 2](#_Toc143859714)

[1.5 Estructura del documento 3](#_Toc143859715)

[2 Estado del arte 4](#_Toc143859716)

[3 Marco teórico 7](#_Toc143859717)

[4 Métodos 7](#_Toc143859718)

[4.1 Herramientas y software 7](#_Toc143859719)

[4.2 El conjunto de datos GaitRec 8](#_Toc143859720)

[4.2.1 Introducción al conjunto de datos GaitRec 8](#_Toc143859721)

[4.2.2 Preparación y procesamiento 8](#_Toc143859722)

[4.2.3 Descripción y anotaciones 9](#_Toc143859723)

[4.2.4 Estructura de los datos 11](#_Toc143859724)

[4.3 Construcción de los conjuntos de datos 13](#_Toc143859725)

[4.4 Análisis y comprobaciones iniciales 19](#_Toc143859726)

[4.5 Cohorte de pacientes 20](#_Toc143859727)

[4.6 Análisis exploratorio de los datos 20](#_Toc143859728)

[4.7 Estudio de la población y recolección de datos 20](#_Toc143859729)

[4.8 Preprocesamiento de los datos 20](#_Toc143859730)

[4.9 Análisis multivariante (modelos) 20](#_Toc143859731)

[5 Resultados 21](#_Toc143859732)

[6 Discusiones 26](#_Toc143859733)

[6.1 Limitaciones del estudio 26](#_Toc143859734)

[7 Consideraciones éticas 26](#_Toc143859735)

[8 Coste económico 26](#_Toc143859736)

[9 Conclusiones 26](#_Toc143859737)

[10 Vías abiertas 26](#_Toc143859738)

[11 Referencias 26](#_Toc143859739)

[12 Apéndice 28](#_Toc143859740)

[12.1 Apéndice 1. Repositorio del proyecto 28](#_Toc143859741)

Índice de Figuras

[Figure 1. Flowchart of this study. This flowchart shows the patient selection and the different steps applied in each cohort. 12](#_Toc110619725)

[Figure 2. Daily frequency of PaO2 records per patient versus the daily frequency of SpO2 records per patient. 13](#_Toc110619726)

[Figure 3. Correlation between PaO2/FiO2 and SpO2/FiO2 ratios. 14](#_Toc110619727)

[Figure 4. SpFi distribution based on each respiratory SOFA PaFi score. 15](#_Toc110619728)

[Figure 5. Groups (0, 1, 2, 3, and 4) of the new respiratory SOFA score based on the SpO2/FiO2 ratio. 15](#_Toc110619729)

[Figure 6. Histogram showing the distance between SOFA SpFi score and SOFA PaFi score. 16](#_Toc110619730)

[Figure 7. Comparison of PaFi and SpFi AUCs obtained by the several ML algorithms for classification. 18](#_Toc110619731)

Índice de Tablas

[Table 1. The criteria for assessment of the respiratory SOFA score [12]. 2](#_Toc110594726)

[Table 2. Variable selection. The criteria for assessment of the respiratory SOFA score [12]. 6](#_Toc110594727)

[Table 3. Features and target dataset example of PaFi on subset srpafi4% > 0\* 9](#_Toc110594728)

[Table 4. Features and target dataset example of SpFi on subset srpafi4% > 0\* 9](#_Toc110594729)

[Table 5. Performance metric for the machine learning algorithms in both datasets: AUC. 17](#_Toc110594730)

# Introducción

## Contexto

En los últimos años, el panorama de la investigación en el ámbito de la salud ha experimentado notables transformaciones debido a la creciente disponibilidad de grandes conjuntos de datos, provocado un creciente interés en la aplicación de métodos de aprendizaje automático y aprendizaje profundo [*Eric J Topol. 2019. High-performance medicine: The convergence of human and artificial intelligence. Nature Medicine 25, 1 (2019), 44–56. https://doi.org/10.1038/s41591-018-0300-7*].

Esta tendencia también se ha extendido en el campo del análisis clínico de la marcha (ACM) [*Joana Figueiredo, Cristina P. Santos, and Juan C. Moreno. 2018. Automatic recognition of gait patterns in human motor disorders using machine learning: A review. Medical Engineering and Physics 53 (2018), 1–12. https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2017.12.006*],[*Wolfgang I Schöllhorn. 2004. Applications of artificial neural nets in clinical biomechanics. Clinical Biomechanics 19, 9 (2004), 876–898. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2004.04.005*]. Este campo interdisciplinar desempeña un papel fundamental en la comprensión de la biomecánica del movimiento humano, especialmente en personas con discapacidades musculoesqueléticas. El análisis clínico de la marcha tiene el potencial de ofrecer una visión profunda de las limitaciones funcionales y las alteraciones biomecánicas que experimentan estos pacientes, guiando así el desarrollo de intervenciones terapéuticas y estrategias de rehabilitación eficaces.

La biomecánica, el análisis de la marcha y la rehabilitación constituyen componentes integrales del panorama médico, cuyo objetivo es mejorar el bienestar y la capacidad funcional de las personas con deficiencias musculoesqueléticas. Los trastornos musculoesqueléticos abarcan una amplia gama de afecciones que afectan a huesos, músculos, ligamentos y articulaciones, y que a menudo provocan alteraciones en los patrones de movimiento y reducen la movilidad. Abordar estas deficiencias mediante terapias y regímenes de rehabilitación adaptados es fundamental no sólo para recuperar la función física, sino también para mejorar la calidad de vida general de las personas afectadas.

Sin embargo, hasta la fecha no se ha encontrado una forma de garantizar que la rehabilitación sea eficaz para lograr un cambio significativo en la vida del paciente, lo que a veces supone una grave pérdida de tiempo y dinero tanto para el paciente como para el sistema sanitario. Aunque la rehabilitación es muy prometedora a la hora de restablecer las funciones y mejorar el bienestar de las personas con deficiencias musculoesqueléticas, su eficacia varía mucho debido a la compleja interacción de factores que influyen en los resultados de la terapia. Esta imprevisibilidad supone un reto importante tanto para los médicos como para los pacientes, que invierten un tiempo, un esfuerzo y unos recursos considerables en programas de rehabilitación con resultados inciertos.

Es en este contexto donde la importancia de esta investigación emerge con mayor claridad. La laguna existente entre el impacto potencial de la rehabilitación y la realidad de unos resultados inciertos exige un cambio de paradigma. La integración de técnicas de aprendizaje automático para predecir el progreso de la terapia en pacientes con deficiencias musculoesqueléticas promete transformar el panorama de la rehabilitación aprovechando el valor de los datos.

## Motivación y justificación

En este contexto, la base de esta investigación se fundamente en una de las propuestas presentadas por Brian Horsak et al. en el artículo titulado *GaitRec: A Large-Scale Ground Reaction Force Dataset of Healthy and Impaired Gait* [gaitrec]. Este artículo proporciona un conjunto de datos exhaustivo y plantea cuestiones y áreas de investigación que se presentan como un terreno fértil para explorar y profundizar.

Esta investigación encuentra su motivación en la necesidad de reducir la brecha entre los objetivos de la rehabilitación y los resultados concretos alcanzados por individuos con deficiencias musculoesqueléticas. No obstante, las implicaciones de evaluar y predecir eficazmente el progreso de la terapia van más allá del ámbito clínico. Dotar a los médicos de herramientas para adaptar las intervenciones en función de indicadores objetivos de progreso es una innovación que puede redefinir el panorama del tratamiento. Los pacientes, equipados con una comprensión más clara de su proceso de rehabilitación, pueden embarcarse en el camino de la recuperación con un sentido de propósito y dirección. Además, la posibilidad de optimizar la asignación de recursos dentro de los sistemas sanitarios, junto con el potencial para mitigar el coste emocional, físico y económico de los pacientes, guía la dirección de esta investigación.

La incertidumbre que rodea la efectividad de las intervenciones de rehabilitación no solo plantea un desafío práctico, sino también una preocupación profundamente humanitaria. A medida que las personas emprenden el camino hacia la recuperación, invirtiendo esperanzas, energía y recursos, la incapacidad para anticipar la evolución del progreso puede resultar en desilusión y frustración.

Desde una perspectiva social, las ineficiencias derivadas de programas de rehabilitación ineficaces o mal adaptados pueden ejercer una carga excesiva sobre los sistemas de atención sanitaria. La motivación subyacente de este proyecto surge en respuesta a estas inquietudes, como un llamada a tomar medidas con el fin de trazar una ruta más sólida y fundamentada hacia el éxito en la rehabilitación.

La convergencia de la ciencia de datos y la biomecánica ofrece una oportunidad que resuena directamente con el núcleo de la motivación de esta investigación. Aprovechando el valor de los datos, este estudio busca elevar el proceso de toma de decisiones terapéuticas desde el ámbito de la intuición y la experiencia hacia la evidencia y el análisis riguroso. En última instancia, la finalidad es mejorar la calidad de vida de las personas afectadas por deficiencias musculoesqueléticas y contribuir al desarrollo de enfoques de rehabilitación más eficaces y fundamentados.

## Objetivos

El objetivo principal de este proyecto es analizar y predecir, mediante el desarrollo y la evaluación de distintos modelos de aprendizaje automático, el progreso y la evolución de los pacientes con deficiencias musculoesqueléticas en el tobillo sometidos a dos sesiones de terapia o rehabilitación.

## Hipótesis

Se parte de la hipótesis de que los modelos de aprendizaje automático desarrollados y entrenados utilizando un amplio conjunto de datos anotados, que contiene paseos o *trials* de marcha con fuerzas de reacción del suelo (GRF) bilaterales de pacientes que presentan diversas discapacidades musculoesqueléticas [gaitrec], demostrarán la capacidad de predecir de manera precisa el progreso y la evolución de los pacientes sometidos a terapia o rehabilitación.

## Estructura del documento

En la introducción se presenta el contexto necesario para la investigación y se sientan las bases de nuestro estudio. Se comienza introduciendo el campo de la biomecánica, el análisis de la marcha y la rehabilitación. Se discute la relevancia de comprender y evaluar los patrones de la marcha en individuos con deficiencias musculoesqueléticas y el impacto potencial en su calidad de vida. Se explican los retos que plantea la incertidumbre de los resultados de la rehabilitación y las posibles ineficiencias de los sistemas sanitarios. Se plantean los objetivos de nuestra investigación, así como hipótesis que guiará la investigación.

En el marco teórico, se profundiza en el conjunto de conocimientos existentes relacionados con nuestro tema de investigación. Se realiza una revisión de estudios similares relacionados con la evaluación de terapias e intervenciones de individuos con deficiencias musculoesqueléticas, así como de las aplicaciones del aprendizaje automático en la predicción del progreso y evolución de los pacientes. Finalmente, se destacan algunas de las limitaciones del panorama actual.

En el apartado de métodos, se presentan los procedimientos adoptados para la realización de la investigación. El primer apartado aborda la descripción exhaustiva del conjunto de datos empleado, incluyendo el número de participantes involucrados, los diversos tipos de deficiencias musculoesqueléticas abarcadas y el proceso riguroso de recolección de datos. A continuación, se presenta el análisis exploratorio de los datos, seguido de la exposición de los pasos de preprocesamiento de datos y la ingeniería de características o *feature engineering*. Posteriormente, se detalla el proceso de división de los datos para a la fase de entrenamiento, validación y pruebas. Se destaca además la elección y la justificación de los algoritmos de aprendizaje automático seleccionados. Para finalizar, se abordan en detalle las métricas de evaluación empleadas para valorar el desempeño y rendimiento de los modelos de aprendizaje automático.

En el apartado de resultados y discusión, se evalúa el rendimiento de los distintos modelos de aprendizaje automático utilizados empleando métricas de evaluación como el error cuadrático medio (RMSE) [] y el coeficiente de determinación (R2) []. Se compara los resultados de los distintos modelos y se seleccionan los que mejor rendimiento hayan tenido a la hora de predecir el progreso y la evolución de los pacientes con deficiencias musculoesqueléticas sometidos a terapia o rehabilitación. Se interpretan las implicaciones de los resultados en relación con la hipótesis y objetivos, se contextualizan los resultados, y se analiza su importancia en el ámbito de la evaluación del progreso de la rehabilitación.

En el siguiente apartado, se discuten las consideraciones éticas en torno al uso de los datos de los pacientes, haciendo hincapié en las medidas que se tomaron para garantizar la privacidad del paciente y la seguridad de los datos. Además, se reflexiona sobre el impacto potencial de nuestra investigación en la atención al paciente y las implicaciones éticas del uso de modelos predictivos en la toma de decisiones clínicas.

En la sección de coste económico, se analizan las implicaciones económicas relacionadas con nuestro proyecto de investigación. Se realiza una estimación de los recursos económicos requeridos para la ejecución del proyecto, abarcando tanto los costos de los materiales necesarios para llevar a cabo la investigación como el cálculo del salario por hora del científico de datos encargado de su realización. Esta evaluación económica proporciona una visión completa de los recursos financieros necesarios para el desarrollo y la ejecución exitosa del proyecto de investigación en cuestión.

En la sección de conclusiones, se presentan de manera concisa las conclusiones más destacadas y las contribuciones significativas derivadas de nuestra investigación. Se revisan los objetivos e hipótesis planteadas en el proyecto con el propósito de evaluar si se han alcanzado satisfactoriamente, y se destaca la importancia del trabajo realizado en el avance del campo de la evaluación del progreso de la rehabilitación y su posible impacto en la atención al paciente y los sistemas sanitarios.

Finalmente, en el apartado de vías abiertas, se proponen posibles vías de investigación y desarrollo en este campo. Se reflexiona cómo nuestro trabajo puede ampliarse, refinarse o adaptarse a diferentes contextos. También se aportan ideas sobre cómo podrían integrarse nuestros modelos predictivos en la práctica clínica, contribuyendo a la atención personalizada de los pacientes y a la optimización de las estrategias de rehabilitación.

# Estado del arte

En los últimos años, las técnicas de aprendizaje automático y aprendizaje profundo han demostrado una notable eficacia en el ámbito del análisis clínico de la marcha (ACM). Estos métodos han demostrado ser exitosos en la categorización de cohortes de pacientes [*Joana Figueiredo, Cristina P. Santos, and Juan C. Moreno. 2018. Automatic recognition of gait patterns in human motor disorders using machine learning: A review. Medical Engineering and Physics 53 (2018), 1–12.* [*https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2017.12.006*](https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2017.12.006)], [*Wolfgang I Schöllhorn. 2004. Applications of artificial neural nets in clinical biomechanics. Clinical Biomechanics 19, 9 (2004), 876–898. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2004.04.005*] abarcando condiciones como el ictus [*Hong-yin Lau, Kai-yu Tong, and Hailong Zhu. 2009. Support vector machine for classification of walking conditions of persons after stroke with dropped foot. Human Movement Science 28, 4 (Aug. 2009), 504–514. https://doi.org/10.1016/j.humov.2008.12.003*], casos de parálisis cerebral [*Leen Van Gestel, Tinne De Laet, Enrico Di Lello, Herman Bruyninckx, Guy Molenaers, Anja Van Campenhout, Erwin Aertbeliën, Mike Schwartz, Hans Wambacq, Paul De Cock, and Kaat Desloovere. 2011. Probabilistic gait classification in children with cerebral palsy: A Bayesian approach. Research in Developmental Disabilities 32, 6 (Nov. 2011), 2542–2552. https://doi.org/10.1016/j.ridd.2011.07.004*], casos de osteoartritis [*Corina Nüesch, Victor Valderrabano, Cora Huber, Vinzenz von Tscharner, and Geert Pagenstert. 2012. Gait patterns of asymmetric ankle osteoarthritis patients. Clinical Biomechanics 27, 6 (July 2012), 613–618. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.12.016*], esclerosis múltiple [*Murad Alaqtash, Thompson Sarkodie-Gyan, Huiying Yu, Olac Fuentes, Richard Brower, and Amr Abdelgawad. 2011. Automatic classification of pathological gait patterns using ground reaction forces and machine learning algorithms. In 2011 Annual International*

*Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS). IEEE, 453–457.* [*https://doi.org/10.1109/IEMBS.2011*](https://doi.org/10.1109/IEMBS.2011)*. 6090063*], Parkinson [*Ferdous Wahid, Rezaul K Begg, Chris J Hass, Saman Halgamuge, and David C Ackland. 2015. Classification of Parkinson’s disease gait using spatial-temporal gait features. IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics 19, 6 (2015), 1794–1802.*], e individuos lidiando con diversos trastornos funcionales de la marcha [*Djordje Slijepcevic, Matthias Zeppelzauer, Anna-Maria Gorgas, Caterine Schwab, Michael Schüller, Arnold Baca, Christian Breiteneder, and Brian Horsak. 2017. Automatic classification of functional gait disorders. IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics 22, 5 (2017), 1653–1661. https://doi.org/10.1109/JBHI.2017.2785682*].

En el ámbito del análisis predictivo de la marcha, los investigadores han explorado la aplicación de técnicas de aprendizaje automático para predecir los resultados postoperatorios en individuos con trastornos del movimiento. Además, en el ámbito de las intervenciones ortopédicas se han realizado contribuciones destinadas a mejorar la toma de decisiones y los resultados del tratamiento.

No obstante, a pesar de la proliferación de estudios que emplean técnicas de aprendizaje automático para analizar patrones y anomalías de la marcha, sigue existiendo un vacío a la hora de comprender y predecir la evolución de los pacientes con deficiencias musculoesqueléticas a lo largo de los procesos terapéuticos y de rehabilitación. Es por ello que, aunque los artículos en los que nos hemos basado para realizar nuestra investigación no están directamente relacionados con la evaluación y predicción del progreso de la terapia de la marcha, si presentan similitudes en cuanto al uso del aprendizaje automático para predecir resultados relacionados con los patrones de la marcha.

El artículo científico titulado *Predicting Postoperative Knee Flexion during Gait of Cerebral Palsy Children*, de Omar A. Galarraga C. et al. [O. A. Galarraga C., V. Vigneron, B. Dorizzi, N. Khouri & E. Desailly (2015) Predicting postoperative knee flexion during gait of cerebral palsy children, Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 18:sup1, 1940-1941, DOI: 10.1080/10255842.2015.1070583] se centra en el uso del aprendizaje automático para predecir la flexión postoperatoria de la rodilla durante la marcha en niños con parálisis cerebral. El estudio aborda los retos que plantean trastornos neurológicos como la parálisis cerebral, que afectan negativamente a la marcha y la movilidad. El estudio emplea el análisis de componentes principales (PCA) para reducir la dimensionalidad de las características de entrada. Utilizando un modelo de regresión lineal múltiple, los autores predicen la flexión de la rodilla durante la marcha postoperatoria, teniendo en cuenta los datos cinemáticos preoperatorios proyectados en un espacio de dimensión inferior mediante el análisis de componentes principales (PCA), los resultados de la exploración física y el tipo de cirugía. Mediante una cuidadosa consideración de varias dimensiones, los investigadores logran predicciones precisas de la flexión de la rodilla. La incorporación de un código de cirugía mejora la capacidad predictiva del modelo, que abarca varias categorías quirúrgicas y sus combinaciones. Los resultados se presentan con intervalos de confianza, lo que proporciona una medida fiable de la certeza de la predicción, y evalúan el rendimiento de la predicción mediante el error cuadrático medio (RMSE). Además, se destaca la posible utilidad clínica de los modelos predictivos para ayudar en la toma de decisiones sobre intervenciones quirúrgicas y ofrecer a los pacientes información sobre los resultados probables.

El artículo científico *Estimation of Postoperative Knee Flexion at Initial Contact of Cerebral Palsy Children using Neural Networks* de Omar A. Galarraga C. et al. [Galarraga, Omar & Vigneron, Vincent & Dorizzi, Bernadette & Khouri, Nejib & Desailly, Eric. (2015). Estimation of Postoperative Knee Flexion at Initial Contact of Cerebral Palsy Children using Neural Networks. ICPRAM 2015 - 4th International Conference on Pattern Recognition Applications and Methods, Proceedings. 2. 10.5220/0005286503380342.], profundiza en la estimación de la flexión postoperatoria de la rodilla, un parámetro crucial en el contexto de la parálisis cerebral y las intervenciones ortopédicas. El estudio aborda el reto de predecir la flexión de la rodilla tras la cirugía de alargamiento de los isquiotibiales, una intervención ortopédica habitual para aliviar dichas irregularidades de la marcha. Esta investigación aprovecha el potencial de las redes neuronales para el ajuste no lineal de datos, demostrando la viabilidad de predecir la flexión postoperatoria de la rodilla basándose en datos preoperatorios de la marcha, la exploración física y el tipo de cirugía. Los autores emplean una única arquitectura de red neuronal que toma múltiples variables de entrada relacionadas con el estado del paciente y la cirugía, y produce como salida los ángulos de flexión de rodilla predichos en el contacto inicial. La medida del error considerada para cada paciente es el error cuadrático medio (RMSE). Mediante técnicas de aprendizaje supervisado, el estudio establece un simulador capaz de estimar los resultados de la flexión postoperatoria de la rodilla con un encomiable nivel de precisión.

El artículo científico titulado *Predicting Postoperative Gait in Cerebral Palsy*, de Omar A. Galarraga C. et al. [Galarraga C, O. A., Vigneron, V., Dorizzi, B., Khouri, N., & Desailly, E. (2017). Predicting postoperative gait in cerebral palsy. *Gait & posture*, *52*, 45–51. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.11.012>], presenta un enfoque innovador para predecir la cinemática postoperatoria de las extremidades inferiores en pacientes con parálisis cerebral (PC). El estudio aprovecha la cinemática preoperatoria, los datos de la exploración física y la información quirúrgica para predecir los patrones cinemáticos tras la cirugía multinivel de evento único (SEMLS). Los autores emplean técnicas estadísticas de aprendizaje automático para desarrollar un sistema de predicción capaz de proporcionar estimaciones precisas de los ángulos de marcha postoperatorios para una diversa gama de procedimientos quirúrgicos y patrones de marcha. Por tanto, mientras que el primer artículo descrito en esta sección [O. A. Galarraga C., V. Vigneron, B. Dorizzi, N. Khouri & E. Desailly (2015) Predicting postoperative knee flexion during gait of cerebral palsy children, Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 18:sup1, 1940-1941, DOI: 10.1080/10255842.2015.1070583] se centra en la predicción de los ángulos de flexión de la rodilla, este nuevo estudio adopta un enfoque más exhaustivo para predecir los patrones generales de la marcha. No obstante, de manera similar a la investigación anteriormente mencionada [O. A. Galarraga C., V. Vigneron, B. Dorizzi, N. Khouri & E. Desailly (2015) Predicting postoperative knee flexion during gait of cerebral palsy children, Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 18:sup1, 1940-1941, DOI: 10.1080/10255842.2015.1070583], y con el objetivo de mejorar la precisión de la predicción y reducir la redundancia de datos, los autores utilizan el análisis de componentes principales (PCA) para reducir la dimensionalidad de las variables independientes, es decir, de los datos preoperatorios. A continuación, utilizan un único modelo de regresión lineal múltiple para predecir simultáneamente las múltiples variables cinemáticas postoperatorias. Es decir, este modelo de regresión tiene en cuenta una combinación de datos cinemáticos preoperatorios proyectados en un espacio de dimensión inferior mediante el análisis de componentes principales (PCA), datos del examen físico preoperatorio e información quirúrgica como características de entrada, y predice los resultados cinemáticos postoperatorios para una serie de ángulos cinemáticos. Finalmente, evalúan el rendimiento de la predicción mediante el error cuadrático medio (RMSE) para cada paciente del conjunto de prueba. Aunque la media postoperatoria resulta ser un predictor fiable para los ángulos del plano frontal, mostrando errores de predicción medios y desviaciones estándar mínimos, las predicciones para la dorsiflexión del tobillo no están bien estimadas y tienden a coincidir estrechamente con la cinemática media postoperatoria. Esto indica que el rendimiento del modelo para predecir la dorsiflexión del tobillo es menos preciso en comparación con otros parámetros cinemáticos, especialmente en comparación con los ángulos del plano sagital.

Los artículos analizados [Galarraga C, O. A., Vigneron, V., Dorizzi, B., Khouri, N., & Desailly, E. (2017). Predicting postoperative gait in cerebral palsy. *Gait & posture*, *52*, 45–51. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.11.012>], [Galarraga, Omar & Vigneron, Vincent & Dorizzi, Bernadette & Khouri, Nejib & Desailly, Eric. (2015). Estimation of Postoperative Knee Flexion at Initial Contact of Cerebral Palsy Children using Neural Networks. ICPRAM 2015 - 4th International Conference on Pattern Recognition Applications and Methods, Proceedings. 2. 10.5220/0005286503380342.], [Galarraga C, O. A., Vigneron, V., Dorizzi, B., Khouri, N., & Desailly, E. (2017). Predicting postoperative gait in cerebral palsy. *Gait & posture*, *52*, 45–51. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.11.012>] ponen de manifiesto que la aplicación del aprendizaje automático para predecir resultados relacionados con los patrones de la marcha es muy prometedora, y destacan el poder de estas técnicas para proporcionar información valiosa sobre la planificación del tratamiento y la toma de decisiones. No obstante, también destacan la presencia de algunos de los desafíos existentes: la estimación precisa de la dorsiflexión del tobillo, un parámetro crucial en el análisis de la marcha, sigue siendo un reto importante, lo que plantea áreas con potencial para una investigación adicional.

Sin embargo, si bien ninguna de las investigaciones anteriores se enfoca directamente en la predicción del progreso de la terapia, sientan un precedente en el uso del aprendizaje automático para predecir el progreso y la evolución de los pacientes con deficiencias musculoesqueléticas sometidos a rehabilitación.

# Marco teórico

# Métodos

## Herramientas y software

En el presente estudio se empleó el lenguaje de programación Python (versión 3.9.16) para el procesamiento de datos, el análisis y el desarrollo de modelos de aprendizaje automático. Se eligió Python por su amplia gama de bibliotecas y herramientas adaptadas a las aplicaciones de la ciencia de datos y el aprendizaje automático.

Se utilizaron las siguientes bibliotecas clave para facilitar diversos aspectos de la investigación:

* Pandas (versión 2.0.2): Pandas se empleó para manipular, manejar y preprocesar datos de forma eficiente [pandas].
* NumPy (versión 1.25.0): la biblioteca NumPy desempeñó un papel fundamental en los cálculos numéricos y las manipulaciones de matrices ya que permite realizar operaciones en matrices y *arrays* multidimensionales, esenciales para diversas tareas de análisis de datos [numpy].
* Matplotlib (versión 3.7.1) y Seaborn (versión 0.12.2): estas bibliotecas de visualización se utilizaron para crear distintos tipos de gráficos para el análisis exploratorio de datos y la presentación de resultados. Matplotlib proporciona un marco flexible para la creación de visualizaciones estáticas, interactivas y de calidad [matplotlib], mientras que Seaborn simplifica la creación de gráficos haciéndolos más estéticos [seaborn].
* SciPy (versión 1.11.1): la biblioteca SciPy se utilizó para realizar cálculos estadísticos [scipy].
* Statsmodels (versión 0.14.0): statsmodels se utilizó para la construcción de modelos, la evaluación de la heteroscedasticidad y la preparación de los datos para el análisis de regresión lineal [statsmodels].
* Scikit-Learn (versión 1.3.0): la biblioteca de aprendizaje automático Scikit-Learnofrece una amplia gama de algoritmos regresión, reducción dimensional, etc [scikit-learn]. Es por ello que se empleó para la selección, el entrenamiento y la evaluación de modelos, así como para la reducción de la dimensionalidad de los datos de entrada.
* XGBoost (versión 1.7.6): XGBoost es una biblioteca distribuida optimizada de *gradient boosting* diseñada para ser altamente eficiente, flexible y portable [xgboost]. Es por ello que se utilizó para construir y ajustar modelos de regresión en el marco del *Gradient Boosting.*

A parte de las bibliotecas anteriormente mencionadas, se adoptaron herramientas y prácticas específicas para garantizar un flujo de trabajo eficaz y organizado. Se eligió Visual Studio Code como principal entorno de desarrollo integrado para la codificación y gestión del proyecto, ya que ofrece una interfaz fácil de usar y mejora el proceso de desarrollo. Para aislar las dependencias del proyecto y garantizar la coherencia entre distintos entornos, se creó un entorno virtual utilizando el módulo *venv*. Esto ayudó a gestionar las versiones de las bibliotecas y paquetes necesarios para el proyecto, minimizando los posibles conflictos. Además, se empleó Git como sistema de control de versiones para realizar un seguimiento de los cambios, colaborar y gestionar las distintas versiones del proyecto [git]. GitHub, una plataforma de desarrollo colaborativo, se utilizó para alojar el repositorio del proyecto y facilitar el control de versiones [github].

## El conjunto de datos GaitRec

### Introducción al conjunto de datos GaitRec

El conjunto de datos GaitRec, presentado por Horsak et al. [gaitrec], es un *dataset* a gran escala, exhaustivo y ampliamente etiquetado, diseñado para facilitar la investigación en el análisis de las fuerzas de reacción del suelo (GRF) durante la locomoción humana. Este conjunto de datos proviene de una base de datos clínica de la marcha mantenida por un centro de rehabilitación austriaco. La recopilación de datos se llevó a cabo entre 2007 y 2018, con la participación de pacientes con diversas discapacidades musculoesqueléticas y controles sanos. Es importante destacar que, antes de publicar del conjunto de datos, se obtuvo la aprobación del Comité de Ética local de Baja Austria (GS1-EK-4/299-2014).

### Preparación y procesamiento

Antes de llevar a cabo las sesiones de análisis de la marcha, cada participante se sometió a un riguroso examen físico realizado por un médico.

Para la obtención de los datos, se solicitó a los participantes que caminaran sin ayuda a una velocidad de marcha elegida por ellos mismos en una pasarela de aproximadamente 10 metros que contaba con dos placas de fuerza incrustadas en su centro. Estas placas se coloraron en orden secuencial y al ras del suelo. Durante cada sesión, los sujetos caminaron hasta obtener un número mínimo de grabaciones válidas, que en la mayoría de los casos fue de diez grabaciones. Se consideraron grabaciones válidas cuando los pacientes caminaban de manera natural y había un claro impacto del pie en cada placa de fuerza. Los pacientes caminaron descalzos, con su calzado ortopédico o calzado normal, y en algunos casos con plantillas ortopédicas. En el caso de los controles sanos, caminaron descalzos o con su calzado normal.

Se capturaron tres señales analógicas de fuerza de reacción del suelo (componente vertical, anterior-posterior y medio-lateral), así como el centro de presión (COP), que posteriormente se convirtieron en señales digitales. El centro de presión y las fuerzas de reacción del suelo se registraron en el sistema de coordenadas de la placa de fuerza [gaitrec].

Para facilitar el análisis, se estandarizó la orientación de las señales medio-lateral y anteroposterior en todos los datos, de manera que las fuerzas medial y anterior siempre se representaran como valores positivos.

Debido a los protocolos internos del centro, los datos en bruto presentaban ruido al principio y al final de las señales. Con el propósito solucionar este problema y mejorar la calidad de los datos, se aplicó un umbral de 25 N a todos los datos de fuerza y luego se calculó el centro de presión. Estos datos son las señales de fuerza de reacción del suelo sin procesar (en bruto). Además, se generaron datos postprocesados *ready to use*. Para ello, el centro de presión solo se calculó cuando la fuerza vertical alcanzó los 80 N a fin de evitar imprecisiones en el cálculo del centro de presión en valores de fuerza pequeños [gaitrec].

A continuación, se centraron las coordenadas medio-laterales del centro de presión en el valor medio, mientras que las coordenadas anterior-posterior se centraron en cero. Las señales de fuerza procesadas se filtraron mediante un filtro de paso bajo de segundo orden con una frecuencia de corte de 20 Hz, a fin de reducir el ruido, y se normalizaron en el tiempo al 100% de la fase de apoyo (*stance* en inglés) del ciclo de la marcha, es decir, 101 puntos. Los valores de amplitud de las tres componentes de fuerza se expresaron como múltiplos del peso corporal (BW), dividiendo la fuerza por el producto de la masa corporal y la aceleración debida a la gravedad [gaitrec].

Tanto la normalización de la amplitud como la normalización temporal son operaciones necesarias para reducir los efectos de las covariables (como la antropometría) en las señales y reducir las diferencias temporales que dificultan las comparaciones de diferentes pasos [*Mullineaux, D. R., Milner, C. E., Davis, I. S. & Hamill, J. Normalization of ground reaction forces. J. Appl. Biomech. 22, 230–233 (2006).*], [*Mullineaux, D. R., Milner, C. E., Davis, I. S. & Hamill, J. Normalization of ground reaction forces. J. Appl. Biomech. 22, 230–233 (2006).*]*,* [*Helwig, N. E., Hong, S., Hsiao-Wecksler, E. T. & Polk, J. D. Methods to temporally align gait cycle data. J. Biomech. 44, 561–566 (2011).*].

Además, implementaron el algoritmo propuesto por Sangeux y Polak [*Sangeux, M. & Polak, J. A simple method to choose the most representative stride and detect outliers. Gait Posture 41, 726–730 (2015).*] para eliminar cualquier valor atípico antes de incluirlo en el conjunto de datos.

### Descripción y anotaciones

El conjunto de datos GaitRec contiene mediciones anonimizadas de fuerzas de reacción del suelo de un total de 2085 pacientes con deficiencias musculoesqueléticas (*gait disorders*, GD) y 211 controles sanos (HC).

Cada registro incluye metadatos adicionales como el identificador del sujeto, el identificador de la sesión, etiquetas que proporcionan información sobre la afectación específica, la edad, el sexo, el tipo de calzado, la velocidad de la marcha, si ese registro pertenece al conjunto de entrenamiento (balanceado o no) o al conjunto de prueba, etc. La descripción de todos los metadatos se muestra en la Tabla X.

Tabla X. Descripción de la información guardada en el fichero de metadatos [gaitrec].

|  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- |
| **Categorías/Variables** | **Formato** | **Unidad** | **Descripción** |
| **Identificadores** |  |  |  |
| SUBJECT\_ID | *integer* | — | Identificador único de un sujeto |
| SESSION\_ID | *integer* | — | Identificador único de una sesión |
| **Etiquetas** |  |  |  |
| CLASS\_LABEL | *string* | — | Etiquetas de clase anotadas |
| CLASS\_LABEL\_DETAILED | *string* | — | Etiquetas de clase anotadas para subclases |
| **Metadatos de los sujetos** |  |  |  |
| SEX | *binary* | — | femenino = 0  masculino = 1 |
| AGE | *integer* | años | Edad en la fecha de registro |
| HEIGHT | *integer* | centímetro | Altura corporal en centímetros |
| BODY\_WEIGHT | *double* | Kg·m  s2 | Peso corporal en Newton |
| BODY\_MASS | *double* | kg | Masa corporal |
| SHOE\_SIZE | *double* | EU | Número de calzado en el Sistema Europeo Continental |
| AFFECTED\_SIDE | *integer* | — | izquierda = 0  derecha = 1  ambas = 2 |
| **Metadata de los paseos o *trials*** |  |  |  |
| SHOD\_CONDITION | *integer* | — | descalzo y calcetines = 0 zapato normal = 1  zapato ortopédico = 2 |
| ORTHOPEDIC\_INSOLE | *binary* | — | sin plantilla = 0  con plantilla = 1 |
| SPEED | *integer* | — | Velocidad de la marcha:  lenta = 1  autoseleccionada = 2  rápida = 3 |
| READMISSION | *integer* | — | indica el número de reingresos = 0 ... n |
| SESSION\_TYPE | *integer* | — | medición inicial = 1 medición de control = 2 medición inicial tras readmisión = 3 |
| SESSION\_DATE | *string* | — | fecha de la sesión de registro en el formato "DD-MM-YYYY " |
| **Información de Train-Test Split** |  |  |  |
| TRAIN | *binary* | — | forma parte (=1) o no forma parte (=0) de TRAIN |
| TRAIN\_BALANCED | *binary* | — | forma parte (=1) o no forma parte (=0) de TRAIN\_BALANCED |
| TEST | *binary* | — | forma parte (=1) o no forma parte (=0) de TEST |

Los individuos clasificados como controles sanos se seleccionaron bajo la condición de no experimentar dolor o molestias en las extremidades inferiores ni en la columna vertebral, además de no llevar ningún tipo de ortesis ni plantillas ortopédicas. Se excluyeron aquellos que tenían antecedentes de cirugía o traumatismo en la columna vertebral o las extremidades inferiores [gaitrec].

La duración habitual de la estancia de los pacientes en el centro de rehabilitación varía desde algunos días hasta varias semanas, influenciada por elementos como el diagnóstico, el tratamiento, la terapia, la cirugía realizada y el avance en la recuperación. Durante este período de tiempo, los pacientes se someten periódicamente a análisis de la marcha, normalmente una vez por semana. Cuando los pacientes ingresan en el centro de rehabilitación, se establecen los resultados esperados de la terapia en colaboración con el terapeuta. Una vez que los objetivos se logran total o parcialmente, se procede a dar de alta a los pacientes, dándoles la opción de ingresar de nuevo si fuese necesario.

El presente conjunto de datos contiene los datos recopilados durante toda la estancia o estancias de cada paciente, abarcando así todo el progreso de rehabilitación de los pacientes [gaitrec]. El *dataset* fue etiquetado manualmente por un fisioterapeuta experimentado basándose en el diagnóstico médico disponible de cada paciente, y se clasifica jerárquicamente en una clase de controles sanos (HC) y cuatro clases basadas en el nivel de afectación de la articulación anatómica: cadera (H), rodilla (K), tobillo (A) y calcáneo (C). Las etiquetas de anotación proporcionan información sobre la afectación específica y su localización anatómica. En la Tabla X se muestra el resumen demográfico del conjunto de datos y las clases predefinidas. Esta extensa anotación permite un análisis en profundidad y la clasificación de los patrones de la marcha a través de diferentes tipos de deficiencias.

Tabla X. Resumen demográfico del conjunto de datos y las clases predefinidas [gaitrec].

|  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| **Clases** | **N** | **Edad (años) Media (SD)** | **Masa corporal (kg)**  **Media (SD)** | **Género**  **(m/f)** | **Número de paseos o *trials* bilaterales** |
| Control sano | 211 | 34.7 (13.9) | 73.9 (15.6) | 104/107 | 7755 |
| Cadera | 450 | 42.6 (12.8) | 73.9 (15.6) | 373/77 | 12748 |
| Rodilla | 625 | 41.6 (12.0) | 84.3 (18.6) | 426/199 | 19873 |
| Tobillo | 627 | 41.6 (11.4) | 87.0 (18.0) | 498/129 | 21386 |
| Calcáneo | 382 | 43.5 (10.4) | 84.0 (14.5) | 339/43 | 13970 |
| **Total** | **2295** | **41.5 (12.1)** | **83.6 (17.3)** | **1740/555** | **75732** |

### Estructura de los datos

Todos datos se encuentran disponibles en formato de valores separados por comas (CSV). Los veinte archivos de datos de fuerzas de reacción del suelo (GRF) están organizados siguiendo una convención de nomenclatura "GRF-tipo-procesamiento-lado.csv" como se muestra en la Tabla X\_(Descripción de los datos almacenados en los ficheros). Aquí, "tipo" indica si el archivo contiene series temporales verticales ("F\_V"), anteroposteriores ("F\_AP"), medio laterales ("F\_ML"), o centro de presión (COP) anteroposteriores o medio laterales ("COP\_AP", "COP\_ML"). El término "procesamiento" señala si los archivos contienen datos en bruto ("RAW") o datos postprocesados ("PRO"). Finalmente, "lado" indica si los datos provienen del lado derecho o izquierdo del cuerpo. Por tanto, se proporcionan los datos en dos formatos. Por un lado, datos en formato original (datos brutos o crudos), y por otro lado, datos postprocesados sometidos a procesos de reducción del ruido y normalización. Esto da flexibilidad a futuros investigadores, permitiéndoles utilizar los datos crudos y aplicar sus propios procesamientos, o emplear los datos postprocesados directamente.

Los archivos "GRF-tipo-procesamiento-lado.csv" se estructuran de manera matricial con N filas × M columnas. En cada fila se encuentran los datos correspondientes a un sujeto y una sesión de grabación específica. La primera columna identifica al sujeto ("SUBJECT\_ID"), la segunda a la sesión de grabación ("SESSION\_ID"), y la tercera al paseo o *trial* individual dentro de dicha sesión ("TRIAL\_ID"). Del mismo modo, el archivo de metadatos ("GRF-metadata.csv") que contiene anotaciones y datos adicionales relacionados con el tema, se estructura en una matriz con N filas × M columnas (véase la Tabla X).

Con el propósito de poder evaluar con precisión el rendimiento de los modelos de aprendizaje automático, en el *dataset* vine incorporada una división predefinida y aleatoria en tres subconjuntos para su uso en el entrenamiento y evaluación. El conjunto de datos GaitRec se segmenta en un conjunto de entrenamiento desequilibrado (TRAIN) y un conjunto de prueba (TEST). El primero se emplea para entrenar y perfeccionar modelos de aprendizaje automático utilizando métodos como la validación cruzada, mientras que el segundo se destina a la evaluación definitiva. No obstante, la disparidad entre las clases en el conjunto de entrenamiento puede influir negativamente en la optimización de los modelos. Para abordar esto, los autores crearon un subconjunto equilibrado de entramiento, denominado TRAIN\_BALANCED, que incluye exclusivamente los datos correspondientes a las evaluaciones iniciales (primera sesión de medición), en la cual se contabilizan al menos cinco paseos o *trials* para cada lado del cuerpo por sesión.

Tabla X. Descripción de los datos almacenados en los ficheros "GRF\_\*.csv". *n* es el número de fotogramas durante un paso a través de la placa de fuerza para los datos sin procesar ("RAW") o un vector normalizado en el tiempo de 101 puntos para los datos postprocesados ("PRO") [gaitrec].

|  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| **Variables** | **Fichero asociado** | **Formato** | **Dimensión** | **Unidad** | **Descripción** |
| Vertical GRF | GRF\_F\_V-RAW\_\*.csv | *double* | 1 × n | Newton | Fuerza vertical de reacción al suelo bruta |
| Anterior-posterior GRF | GRF\_F\_AP-RAW\_\*.csv | *double* | 1 × n | Newton | Fuerza de cizallamiento de frenado y propulsión bruta |
| Medio-lateral GRF | GRF\_F\_ML\_RAW\_\*.csv | *double* | 1 × n | Newton | Fuerza de cizallamiento medio-lateral bruta |
| COP anterior-posterior | GRF\_COP\_AP\_RAW\_\*.csv | *double* | 1 × n | Centímetro | Coordenada COP bruta en dirección de marcha |
| COP medio-lateral | GRF\_COP\_ML\_RAW\_\*.csv | *double* | 1 × n | Centímetro | Coordenada COP bruta en dirección mediolateral |
| Vertical GRF | GRF\_F\_V\_PRO\_\*.csv | *double* | 1 × n | Múltiplo del peso corporal | Fuerza de reacción vertical al suelo postprocesada |
| Anterior-posterior GRF | GRF\_F\_AP\_PRO\_\*.csv | *double* | 1 × n | Múltiplo del peso corporal | Fuerza de cizallamiento de frenado y propulsión postprocesada |
| Medio-lateral GRF | GRF\_F\_ML\_PRO\_\*.csv | *double* | 1 × n | Múltiplo del peso corporal | Fuerza de cizallamiento medio-lateral postprocesada |
| COP anterior-posterior | GRF\_COP\_AP\_PRO\_\*.csv | *double* | 1 × n | % apoyo (*stance)* | Coordenada COP postprocesada en la dirección de la marcha |
| COP medio-lateral | GRF\_COP\_ML\_PRO\_\*.csv | *double* | 1 × n | % apoyo (*stance)* | Coordenada COP post-procesada en dirección medio-lateral |

## Construcción de los conjuntos de datos

Para poder realizar nuestra investigación, primero de todo tuvimos que crear, a partir de los diferentes archivos en formato CSV que proporciona GaitRec, nuestros conjuntos de datos personalizados para que se adaptase a los objetivos de nuestro proyecto.

Decidimos trabajar con el conjunto de datos postprocesados (“PRO”) sometidos a procedimientos de eliminación de ruido y normalización. Trabajar con el conjunto de datos postprocesado, más limpio y fiable, coherente y estandarizado, y sin valores atípicos ofrece una serie de ventajas. Algunas de ellas son el ahorro de recursos computacionales y tiempo, la facilidad de reproducir nuestro estudio, así como comparar y contrastar los resultados obtenidos con otras futuras investigaciones que utilicen los mismos métodos de preprocesamiento o similares.

Optamos por trabajar con el conjunto de entrenamiento desbalanceado (“TRAIN”) en lugar de utilizar el subconjunto balanceado ("TRAIN\_BALANCED"). El subconjunto balanceado (“TRAIN\_BALANCED”) comprende sólo los datos de las evaluaciones iniciales (primera sesión de medición), que contienen al menos cinco paseos o *trials* para cada lado del cuerpo por sesión [gaitrec]. Nuestra elección se basa en la necesidad de considerar la variabilidad y la evolución completa de los datos a lo largo del proceso de terapia y rehabilitación.

A continuación, creamos un archivo CSV con los metadatos de los pacientes pertenecientes solamente al conjunto de entrenamiento no balanceado, y otro archivo CSV con los metadatos de los pacientes pertenecientes solamente al conjunto de prueba.

Los archivos "GRF\_tipo\_procesamiento\_lado.csv", que contienen los datos postprocesados para cada una de las extremidades inferiores de los pacientes presentes en el conjunto de entrenamiento y prueba, se guardan en la carpeta “postprocessed” (véase la Figura X\_postprocessed).

A screenshot of a computer

Description automatically generated

Figura X\_postprocessed. Contenido de la carpeta “postprocessed”.

Con el objetivo de separar los pacientes pertenecientes al conjunto de entrenamiento de los pertenecientes al conjunto de prueba, creamos las carpetas “posprocesed\_train” y “test\_set” a partir de la carpeta “postprocessed”. En estas carpetas guardamos los archivos "GRF\_tipo\_procesamiento\_lado.csv" correspondientes a cada uno de los conjuntos de entrenamiento y prueba, respectivamente (véase la Figura X\_postptrain\_testset).

A screenshot of a computer program

Description automatically generated A screenshot of a computer

Description automatically generated

Figura X\_postptrain\_testset. Contenido de las carpetas “postprocesed\_train” y “test\_set”.

Con el fin de alcanzar el objetivo propuesto y poder realizar predicciones del progreso de la rehabilitación, se estableció un requisito mínimo de dos sesiones por paciente. En consecuencia, se excluyó a aquellos pacientes que habían participado en solo una sesión de terapia.

Cabe destacar también, la importancia de crear un subconjunto de individuos que fuese más o menos homogéneo, ya que esto contribuye a minimizar la variabilidad inherente en la muestra, lo que aumenta la fiabilidad y precisión de los análisis realizados. Además, al focalizar en grupos más homogéneos, se facilita la identificación de patrones y tendencias que podrían quedar disueltas en conjuntos más heterogéneos. Para ello, clasificamos los sujetos en función del número de sesiones y de la clase. Para tener los sujetos clasificados, filtramos en función del número deseado de sesiones y clase, y guardamos los datos filtrados en carpetas específicas de grupos y sesiones para su posterior procesamiento o análisis. Inicialmente, seleccionamos todos los grupos (tobillo, calcáneo, cadera, controles sanos, y rodilla), así como los sujetos que habían realizado 2, 3 y 4 sesiones de terapia, ya que estos números de sesiones de rehabilitación eran los más comunes entre la mayoría de los sujetos. La estructura de las carpetas se muestra en la Figura X\_groups\_sessions\_data\_train\_test y en la Tabla X\_groups\_sessions\_data\_train\_test.

Finalmente, se tomó la decisión de comenzar por un enfoque específico, eligiendo el grupo "tobillo" (A) como punto de partida y empleando dos sesiones de terapia (véase Tabla X\_A\_group\_2sessions\_data\_train\_test). Esta elección se basó en la necesidad de iniciar el análisis exploratorio de manera focalizada y controlada. Iniciar con un grupo y un número de sesiones determinados permitió una exploración detallada de los patrones y características presentes en esos datos, así como una evaluación de los procedimientos de análisis. Además, esta selección proporcionó una oportunidad para familiarizarse con los datos y comprender mejor sus particularidades, contribuyendo a la toma de decisiones informadas en la posterior adaptación de los métodos y enfoques. Esta elección permitió sentar un punto de partida práctico y manejable en el proceso investigativo.

A screenshot of a computer program

Description automatically generatedA screenshot of a computer program

Description automatically generated

Tabla X\_A\_group\_2sessions\_data\_train\_test.

|  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- |
| **Datos** | **N.º de sesiones** | **Grupo o clase** | **Ficheros** |
| TRAIN | 2 | Tobillo (A) | GRF\_COP\_AP\_PRO\_left\_train\_A.csv  GRF\_COP\_AP\_PRO\_right\_train\_A.csv  GRF\_COP\_ML\_PRO\_left\_train\_A.csv  GRF\_COP\_ML\_PRO\_right\_train\_A.csv  GRF\_F\_AP\_PRO\_left\_train\_A.csv  GRF\_F\_AP\_PRO\_right\_train\_A.csv  GRF\_F\_ML\_PRO\_left\_train\_A.csv  GRF\_F\_ML\_PRO\_right\_train\_A.csv  GRF\_F\_V\_PRO\_left\_train\_A.csv  GRF\_F\_V\_PRO\_right\_train\_A.csv |
| TEST | 2 | Tobillo (A) | GRF\_COP\_AP\_PRO\_left\_test\_A.csv  GRF\_COP\_AP\_PRO\_right\_test\_A.csv  GRF\_COP\_ML\_PRO\_left\_test\_A.csv  GRF\_COP\_ML\_PRO\_right\_test\_A.csv  GRF\_F\_AP\_PRO\_left\_test\_A.csv  GRF\_F\_AP\_PRO\_right\_test\_A.csv  GRF\_F\_ML\_PRO\_left\_test\_A.csv  GRF\_F\_ML\_PRO\_right\_test\_A.csv  GRF\_F\_V\_PRO\_left\_test\_A.csv  GRF\_F\_V\_PRO\_right\_test\_A.csv |

Tabla X\_groups\_sessions\_data\_train\_test.

|  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- |
| **Conjunto de datos** | **Número de sesiones** | **Grupo o clase** | **Ficheros** |
| TRAIN | 2 | Tobillo  (A) | GRF\_COP\_AP\_PRO\_left\_train\_A.csv  GRF\_COP\_AP\_PRO\_right\_train\_A.csv  GRF\_COP\_ML\_PRO\_left\_train\_A.csv  GRF\_COP\_ML\_PRO\_right\_train\_A.csv  GRF\_F\_AP\_PRO\_left\_train\_A.csv  GRF\_F\_AP\_PRO\_right\_train\_A.csv  GRF\_F\_ML\_PRO\_left\_train\_A.csv  GRF\_F\_ML\_PRO\_right\_train\_A.csv  GRF\_F\_V\_PRO\_left\_train\_A.csv  GRF\_F\_V\_PRO\_right\_train\_A.csv |
| Calcáneo  (C) | GRF\_COP\_AP\_PRO\_left\_train\_C.csv  GRF\_COP\_AP\_PRO\_right\_train\_C.csv  GRF\_COP\_ML\_PRO\_left\_train\_C.csv  GRF\_COP\_ML\_PRO\_right\_train\_C.csv  GRF\_F\_AP\_PRO\_left\_train\_C.csv  GRF\_F\_AP\_PRO\_right\_train\_C.csv  GRF\_F\_ML\_PRO\_left\_train\_C.csv  GRF\_F\_ML\_PRO\_right\_train\_C.csv  GRF\_F\_V\_PRO\_left\_train\_C.csv  GRF\_F\_V\_PRO\_right\_train\_C.csv |
| Cadera  (H) | GRF\_COP\_AP\_PRO\_left\_train\_H.csv  GRF\_COP\_AP\_PRO\_right\_train\_H.csv  GRF\_COP\_ML\_PRO\_left\_train\_H.csv  GRF\_COP\_ML\_PRO\_right\_train\_H.csv  GRF\_F\_AP\_PRO\_left\_train\_H.csv  GRF\_F\_AP\_PRO\_right\_train\_H.csv  GRF\_F\_ML\_PRO\_left\_train\_H.csv  GRF\_F\_ML\_PRO\_right\_train\_H.csv  GRF\_F\_V\_PRO\_left\_train\_H.csv  GRF\_F\_V\_PRO\_right\_train\_H.csv |
| Control Sano  (HC) | GRF\_COP\_AP\_PRO\_left\_train\_HC.csv  GRF\_COP\_AP\_PRO\_right\_train\_HC.csv  GRF\_COP\_ML\_PRO\_left\_train\_HC.csv  GRF\_COP\_ML\_PRO\_right\_train\_HC.csv  GRF\_F\_AP\_PRO\_left\_train\_HC.csv  GRF\_F\_AP\_PRO\_right\_train\_HC.csv  GRF\_F\_ML\_PRO\_left\_train\_HC.csv  GRF\_F\_ML\_PRO\_right\_train\_HC.csv  GRF\_F\_V\_PRO\_left\_train\_HC.csv  GRF\_F\_V\_PRO\_right\_train\_HC.csv |
| Rodilla  (K) | GRF\_COP\_AP\_PRO\_left\_train\_K.csv  GRF\_COP\_AP\_PRO\_right\_train\_K.csv  GRF\_COP\_ML\_PRO\_left\_train\_K.csv  GRF\_COP\_ML\_PRO\_right\_train\_K.csv  GRF\_F\_AP\_PRO\_left\_train\_K.csv  GRF\_F\_AP\_PRO\_right\_train\_K.csv  GRF\_F\_ML\_PRO\_left\_train\_K.csv  GRF\_F\_ML\_PRO\_right\_train\_K.csv  GRF\_F\_V\_PRO\_left\_train\_K.csv  GRF\_F\_V\_PRO\_right\_train\_K.csv |
| 3 | A |  |
| C |  |
| H |  |
| HC |  |
| K |  |
| 4 | A |  |
| C |  |
| H |  |
| HC |  |
| K |  |
| TEST | 2 | A |  |
| C |  |
| H |  |
| HC |  |
| K |  |
| 3 | A |  |
| C |  |
| H |  |
| HC |  |
| K |  |
| 4 | A |  |
| C |  |
| H |  |
| HC |  |
| K |  |

El siguiente paso consistió en eliminar las sesiones intermedias y retener únicamente la primera y la última sesión de cada paciente. Para cada paciente y sesión, se calculó el valor promedio de los diferentes *trials* realizados en esa sesión. Esto permitió obtener una medida representativa de cada sesión para su posterior análisis.

Para realizar una mayor acotación en nuestro estudio, focalizamos nuestra atención en una variable concreta. En este sentido, decidimos centrarnos en la fuerza de reacción del suelo en dirección anterior-posterior (fuerza de cizallamiento de frenado y propulsión), es decir, los archivos "GRF\_F\_AP\_PRO\_right\_train\_A.csv" y "GRF\_F\_AP\_PRO\_left\_train\_A.csv". Una de las razones clave detrás de esta elección fue la naturaleza de las líneas promedio de la primera y última sesión de rehabilitación, que representan la evolución del promedio del peso corporal durante la fase de apoyo (porcentaje de la fase de apoyo o *stance*) en las sesiones de terapia. Estas líneas claramente exhiben un punto mínimo y uno máximo distintivos. Al centrarnos en estos valores extremos, logramos gráficos más comprensibles y con resultados visiblemente notorios. Elegimos esta variable con la intención de trabajar con datos que fueran más fáciles de interpretar y con un impacto visual más alto, lo que a su vez mejoró nuestra capacidad para analizar y extraer información valiosa.

Dado que disponíamos de dos archivos, uno correspondiente a cada extremidad inferior ("GRF\_F\_AP\_PRO\_right\_train\_A.csv" y "GRF\_F\_AP\_PRO\_left\_train\_A.csv"), fue necesario combinarlos. De esta manera unificamos los datos de ambas extremidades inferiores en un único conjunto de datos. Abordamos esta integración considerando cada pierna como una observación independiente. Así que optamos por unir el conjunto de datos de la pierna izquierda debajo del conjunto de datos de la pierna derecha (R), creando un patrón “RRRLLL”. Esta aproximación nos permitió tratar cada extremidad inferior como si fuera un paciente diferente, ampliando así la cantidad de datos disponibles.

El resultado fueron dos conjuntos de datos separados, uno que contenía los datos de entrenamiento y otro los datos de prueba (véase la Figura X\_train\_combined). Estos conjuntos de datos contienen el identificador único del sujeto (“SUBJECT\_ID”), el identificador único de una sesión (“SESSION\_ID”), y la media de los identificadores de los *trials* o paseos realizados en esa sesión ("TRIAL\_ID"). Estas tres primeras columnas inicialmente se mantuvieron en la estructura inicial. Luego, se eliminaron debido a que contribuían al proceso de predicción. Las siguientes columnas (de “F\_AP\_PRO\_1” a “F\_AP\_PRO\_101”) representan el valor promedio de los diferentes *trials* realizados en cada sesión por cada paciente para cada uno de los miembros inferiores (MMII). Es decir, representan los valores promedios de la fuerza de reacción del suelo en dirección anterior-posterior (fuerza de cizallamiento de frenado y propulsión) en diferentes puntos durante la fase de apoyo del ciclo de la marcha, para todos los *trials* de esa sesión en particular para cada sujeto. Cada fila del *dataset* representa una observación de un sujeto en una sesión particular. La primera fila correspondiente a un paciente representa su primera sesión, mientras que la segunda fila representa la última sesión de ese mismo paciente. Además, los datos de cada fila están divididos en dos partes: la primera parte se refiere al miembro inferior derecho, mientras que la segunda parte se refiere al miembro inferior izquierdo. Es importante recordar que tomamos la decisión de unir los datos de la pierna izquierda (L) debajo de los datos de la pierna derecha (R), lo que resulta en un patrón "RRRLLL". Esto significa que primero se presentan los datos del miembro inferior derecho (R) y luego los datos del miembro inferior izquierdo (L).

A table of numbers with numbers

Description automatically generated with medium confidence

Figura X\_train\_combined.

Cabe destacar que todos los pasos previamente descritos para construir los conjuntos de datos personalizados, de manera que se ajustaran a los objetivos específicos de nuestro proyecto, fueron unificados y encapsulados en funciones. Esta aproximación permitió la aplicación sistemática de dichos pasos tanto a los datos de entrenamiento como a los datos de prueba, otorgando una mayor eficiencia al proceso en su conjunto. El pipeline completo que abarca la construcción de los conjuntos de datos puede visualizarse de manera esquemática en la Figura X\_construccion\_dataset\_pipeline."

Falta crear el esquema del pipeline de construcción de los conjuntos de datos

## Análisis y comprobaciones iniciales

Realizamos un análisis inicial previo y una serie de comprobaciones.

En el archivo CSV que contiene los metadatos de los pacientes pertenecientes solamente al conjunto de entrenamiento no balanceado, consultamos el número de pacientes por grupo o clase y el número de pacientes únicos para cada subclase.

En los archivos "GRF\_tipo\_procesamiento\_lado.csv" de la carpeta “postprocessed\_train”, correspondientes al conjunto de entrenamiento”, comprobamos si había pacientes que sólo tuvieran una sesión, o, por el contrario, que cada individuo tuviera varias sesiones. También consultamos el número máximo y mínimo de sesiones por paciente y visualizamos la distribución de los sujetos por número de sesiones. Por lo que respecta a los paseos o *trials*, comprobamos si había varios *trials* por paciente, consultamos el número máximo y mínimo de *trials* por paciente, y comprobamos que el número de *trials* para cada miembro inferior (derecho e izquierdo) fuese igual para cada paciente. A continuación, calculamos el número de *trials* por paciente y visualizamos los 50 sujetos con más *trials* y los 50 sujetos con menos *trials.* También visualizamos la distribución de los sujetos por número de *trials.*

Finalmente, visualizamos y comparamos los promedios de la primera y última sesión de pacientes con deficiencias musculoesqueléticas en el tobillo sometidos a 2 sesiones de rehabilitación en relación con los promedios de los controles sanos (HC). Para ello se utilizaron gráficos de líneas que representan la evolución de los promedios de peso corporal durante la fase de apoyo (% de la fase de apoyo o *stance*) en las sesiones de terapia. Esta visualización ayudó a identificar tendencias y patrones significativos en la evolución del peso corporal durante la fase de apoyo en diferentes sesiones de terapia.

## Cohorte de pacientes

El conjunto de datos de entrenamiento construido para este estudio comprende un total de 90 pacientes únicos con deficiencias musculoesqueléticas en el tobillo, los cuales realizaron dos sesiones de terapia o rehabilitación. No obstante, consideramos cada miembro inferior como una observación independiente, lo que resulta en un total de 180 observaciones (N=180). De entre los 90 pacientes, 73 son hombres y 17 mujeres, lo que refleja una proporción de sexo desigual. La edad media de la cohorte es de 42.82 años, con una masa corporal promedio de 89.96 kg. Para más detalles sobre las características demográficas de la cohorte de pacientes, consultar la Tabla X\_demographic\_trainset.

Además, el estudio incluye 102 controles sanos. Como en el caso de los pacientes, tratamos cada miembro inferior como una observación independiente, lo que resulta en un total de 204 observaciones (N=204). De estos 102 controles sanos, 45 son hombres y 57 mujeres, siendo esta una proporción de sexo más equilibrada en comparación con la cohorte de pacientes. La edad media de esta segunda cohorte es de 36.28 años, con una masa corporal promedio de 73.95 kg. Para más detalles sobre las características demográficas de la cohorte de controles sanos, consultar la Tabla X\_demographic\_HC.

Tabla X\_demographic\_trainset. Resumen demográfico del conjunto de datos de entrenamiento de pacientes con deficiencias musculoesqueléticas en el tobillo.

|  |  |  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| **Dataset** | **Clase** | **N.º sesiones** | **N.º pacientes** | **N** | **Edad media**  **(años)** | **Masa corporal media (kg)** | **Género**  **(m/f)** |
| TRAIN | Tobillo (A) | 2 | 90 | 180 | 42.82 | 89.96 | 73/17 |

Tabla X\_demographic\_HC. Resumen demográfico del conjunto de datos los controles sanos.

|  |  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| **Dataset** | **Clase** | **N.º sujetos** | **N** | **Edad media**  **(años)** | **Masa corporal media (kg)** | **Género**  **(m/f)** |
| TRAIN | Controles sanos (HC) | 102 | 204 | 36.28 | 73.95 | 45/57 |

## Análisis exploratorio de los datos

* Utilizamos los datos postpreocesados proporcionados por GaitRec.
* Train test Split metadata

## Estudio de la población y recolección de datos

## Preprocesamiento de los datos

1. Agrupar por grupo y número de sesiones

2. Primera y última sessión por paciente

3. Media de los trials por sesión para cada paciente

4. Selección de CSV para el modelo

5. Unir ambas extremidades inferiores en un único dataset

6. Aplicamos el mismo procesamiento que hemos hecho en el *dataset* de entrenamiento, al *dataset* de prueba.

## Análisis multivariante (modelos)

# Resultados

Resultados en pasado

* Número de pacientes por grupo o clase

A graph of different colored bars

Description automatically generated

* Número de pacientes únicos para cada subclase

A graph of different colored bars

Description automatically generated

* distribución de pacientes por número de sesiones

A graph of a number of sessions

Description automatically generated

* + observamos que la mayoría de pacientes han realizado 2, 3 o 4 sesiones.
* 50 sujetos con más *trials*

A graph of a number of objects

Description automatically generated with medium confidence

* 50 sujetos con menos *trials:*

A graph with numbers and a bar

Description automatically generated with medium confidence

* Distribución de los sujetos por número de *trials.*

A graph of a number of trials

Description automatically generated

**Agrupar por grupo y número de sesiones:**

* Debido a que la mayoría de sujetos tienen de 2 a 4 sesiones, hemos elegido este rango: nos quedamos con los pacientes que tengan 2, 3 o 4 sesiones.

**Plot group 1st session mean + group last session mean + HC mean**

A graph showing the results of a performance

Description automatically generated with medium confidence**A graph showing the difference between the first and last session mean and the first session mean

Description automatically generated**

**A graph showing different colored lines

Description automatically generated**A graph of a graph showing different colored lines

Description automatically generated with medium confidence**A graph with red blue and green lines

Description automatically generatedA graph of a graph showing different colored lines

Description automatically generated with medium confidenceA graph showing the difference between the same line

Description automatically generated with medium confidenceA graph showing the difference between a number of objects

Description automatically generated with medium confidenceA graph showing the difference between the same number of classes

Description automatically generated with medium confidenceA graph with red and blue lines

Description automatically generated**

# Discusiones

Discusiones en presente

## Limitaciones del estudio

# Consideraciones éticas

# Coste económico

# Conclusiones

# Vías abiertas

# Referencias

1. Example 1
2. Example 2

[*Eric J Topol. 2019. High-performance medicine: The convergence of human and artificial intelligence. Nature Medicine 25, 1 (2019), 44–56.* [*https://doi.org/10.1038/s41591-018-0300-7*](https://doi.org/10.1038/s41591-018-0300-7)]

[*Joana Figueiredo, Cristina P. Santos, and Juan C. Moreno. 2018. Automatic recognition of gait patterns in human motor disorders using machine learning: A review. Medical Engineering and Physics 53 (2018), 1–12.* [*https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2017.12.006*](https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2017.12.006)]

[*Wolfgang I Schöllhorn. 2004. Applications of artificial neural nets in clinical biomechanics. Clinical Biomechanics 19, 9 (2004), 876–898.* [*https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2004.04.005*](https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2004.04.005)]

[gaitrec] Horsak, B., Slijepcevic, D., Raberger, AM. *et al.* GaitRec, a large-scale ground reaction force dataset of healthy and impaired gait. *Sci Data* **7**, 143 (2020). <https://doi.org/10.1038/s41597-020-0481-z>

[*GaitRec-Net: A Deep Neural Network for Gait Disorder Detection Using Ground Reaction Force*] Pandey, C., Roy, D., Poonia, R., Altameem, A., Nayak, S., Verma, A., & Saudagar, A. (2022). GaitRec-Net: A Deep Neural Network for Gait Disorder Detection Using Ground Reaction Force. PPAR Research, 2022. <https://doi.org/10.1155/2022/9355015>.

[*Hong-yin Lau, Kai-yu Tong, and Hailong Zhu. 2009. Support vector machine for classification of walking conditions of persons after stroke with dropped foot. Human Movement Science 28, 4 (Aug. 2009), 504–514.* [*https://doi.org/10.1016/j.humov.2008.12.003*](https://doi.org/10.1016/j.humov.2008.12.003)]

[*Leen Van Gestel, Tinne De Laet, Enrico Di Lello, Herman Bruyninckx, Guy Molenaers, Anja Van Campenhout, Erwin Aertbeliën, Mike Schwartz, Hans Wambacq, Paul De Cock, and Kaat Desloovere. 2011. Probabilistic gait classification in children with cerebral palsy: A Bayesian approach. Research in Developmental Disabilities 32, 6 (Nov. 2011), 2542–2552. https://doi.org/10.1016/j.ridd.2011.07.004*]

[*Corina Nüesch, Victor Valderrabano, Cora Huber, Vinzenz von Tscharner, and Geert Pagenstert. 2012. Gait patterns of asymmetric ankle osteoarthritis patients. Clinical Biomechanics 27, 6 (July 2012), 613–618.* [*https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.12.016*](https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.12.016)]

[*Murad Alaqtash, Thompson Sarkodie-Gyan, Huiying Yu, Olac Fuentes, Richard Brower, and Amr Abdelgawad. 2011. Automatic classification of pathological gait patterns using ground reaction forces and machine learning algorithms. In 2011 Annual International*

*Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS). IEEE, 453–457.* [*https://doi.org/10.1109/IEMBS.2011*](https://doi.org/10.1109/IEMBS.2011)*. 6090063*]

[*Ferdous Wahid, Rezaul K Begg, Chris J Hass, Saman Halgamuge, and David C Ackland. 2015. Classification of Parkinson’s disease gait using spatial-temporal gait features. IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics 19, 6 (2015), 1794–1802.*]

[*Djordje Slijepcevic, Matthias Zeppelzauer, Anna-Maria Gorgas, Caterine Schwab, Michael Schüller, Arnold Baca, Christian Breiteneder, and Brian Horsak. 2017. Automatic classification of functional gait disorders. IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics 22, 5 (2017), 1653–1661. https://doi.org/10.1109/JBHI.2017.2785682*]

[O. A. Galarraga C., V. Vigneron, B. Dorizzi, N. Khouri & E. Desailly (2015) Predicting postoperative knee flexion during gait of cerebral palsy children, Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 18:sup1, 1940-1941, DOI: 10.1080/10255842.2015.1070583]

[Galarraga, Omar & Vigneron, Vincent & Dorizzi, Bernadette & Khouri, Nejib & Desailly, Eric. (2015). Estimation of Postoperative Knee Flexion at Initial Contact of Cerebral Palsy Children using Neural Networks. ICPRAM 2015 - 4th International Conference on Pattern Recognition Applications and Methods, Proceedings. 2. 10.5220/0005286503380342.]

[Galarraga C, O. A., Vigneron, V., Dorizzi, B., Khouri, N., & Desailly, E. (2017). Predicting postoperative gait in cerebral palsy. *Gait & posture*, *52*, 45–51. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.11.012>]

[pandas] McKinney, W., & others. (2010). Data structures for statistical computing in python. In *Proceedings of the 9th Python in Science Conference* (Vol. 445, pp. 51–56).

[numpy] Harris, C. R., Millman, K. J., van der Walt, S. J., Gommers, R., Virtanen, P., Cournapeau, D., … Oliphant, T. E. (2020). Array programming with NumPy. *Nature*, *585*, 357–362. <https://doi.org/10.1038/s41586-020-2649-2>

[matplotlib] Hunter, J. D. (2007). Matplotlib: A 2D graphics environment. *Computing in Science &amp; Engineering*, *9*(3), 90–95.

[seaborn] Waskom, M., Botvinnik,                 Olga, O&#x27;Kane,                 Drew, Hobson,                 Paul, Lukauskas,                 Saulius, Gemperline,                 David C, … Qalieh,                 Adel. (2017). *mwaskom/seaborn: v0.8.1 (September 2017)*. Zenodo. <https://doi.org/10.5281/zenodo.883859>

[scipy] Virtanen, P., Gommers, R., Oliphant, T. E., Haberland, M., Reddy, T., Cournapeau, D., … SciPy 1.0 Contributors. (2020). SciPy 1.0: Fundamental Algorithms for Scientific Computing in Python. *Nature Methods*, *17*, 261–272. <https://doi.org/10.1038/s41592-019-0686-2>

[statsmodels] Seabold, S., & Perktold, J. (2010). statsmodels: Econometric and statistical modeling with python. In *9th Python in Science Conference*.

[scikit-learn] Pedregosa, F., Varoquaux, Ga"el, Gramfort, A., Michel, V., Thirion, B., Grisel, O., … others. (2011). Scikit-learn: Machine learning in Python. *Journal of Machine Learning Research*, *12*(Oct), 2825–2830.

[xgboost] Chen, T., & Guestrin, C. (2016). XGBoost: A Scalable Tree Boosting System. In *Proceedings of the 22nd ACM SIGKDD International Conference on Knowledge Discovery and Data Mining* (pp. 785–794). New York, NY, USA: ACM. <https://doi.org/10.1145/2939672.2939785>

[git] Chacon, S., & Straub, B. (2014). *Pro git*. Apress.

[github] github. (2020). *GitHub*. Retrieved from <https://github.com/>

[*Mullineaux, D. R., Milner, C. E., Davis, I. S. & Hamill, J. Normalization of ground reaction forces. J. Appl. Biomech. 22, 230–233 (2006).*]

[*Mullineaux, D. R., Milner, C. E., Davis, I. S. & Hamill, J. Normalization of ground reaction forces. J. Appl. Biomech. 22, 230–233 (2006).*]*,* [*Helwig, N. E., Hong, S., Hsiao-Wecksler, E. T. & Polk, J. D. Methods to temporally align gait cycle data. J. Biomech. 44, 561–566 (2011).*].

[*Sangeux, M. & Polak, J. A simple method to choose the most representative stride and detect outliers. Gait Posture 41, 726–730 (2015).*]

# Apéndice

## Apéndice 1. Repositorio del proyecto

El código fuente desarrollado para este proyecto está disponible en el repositorio GitHub: https://github.com/bernatsort/Therapy-Progress-Gait-Prediction.git