

Análisis no lineal de la variabilidad de la sentadilla en sujetos con y sin antecedentes de patología en tren inferior por medio de Smartphones.

Isabel de la Morena Carreño, Francisco Javier Moreno, Carlos Albalajedo

Índice:

1. Resumen:.....	2
2. Palabras Claves:.....	2
3. Introducción:	2
4. Material y métodos:	4
4.1. Participantes.....	4
4.2. Instrumentos:.....	4
4.3. Protocolo	4
4.4. Análisis de los datos.	5
4.5. Análisis estadístico:	5
5. Resultados:	6
6. Biografía:	10

Análisis no lineal de la variabilidad de la sentadilla en sujetos con y sin antecedentes de patología en tren inferior por medio de Smartphones.

1. Resumen:

Muchos son los estudios que analizan la variabilidad, buscando saber si lo óptimo es tener mucha o poca variabilidad, en función de la experiencia previa del sujeto, la edad o la tarea. Además, se ha visto que el análisis de la estructura de la variabilidad permite ver la capacidad de exploración a la hora de realizar una tarea. Por ello en nuestro trabajo hemos considerado estudiar si existen diferencias significativas en la estructura de la variabilidad de la sentadilla entre sujetos sanos y aquellos que han sufrido lesiones en el tren inferior sin encontrarse en estado agudo. Del mismo modo se trata de observar si hay diferencias significativas entre la pierna hábil y la no hábil, para ambos estudios se han realizados diferentes pruebas de sentadillas con distintos grados de dificultad.

2. Palabras Claves:

Sentadilla, variabilidad, acelerometría, entropía y DFA

3. Introducción:

El término variabilidad en el ser humano se define la capacidad de cambio, término que lleva intrínseco el movimiento, la alteración (Harbourne & Stergiou, 2009), teniendo en cuenta que no existen dos movimientos iguales, siendo imposible reproducirlos exactamente idénticos, lo que se conoce como “*repetition without repetition*” (Bernstein, 1967).

Inicialmente, la variabilidad se consideraba como un error creado por el sistema neuromuscular (Cross & Cotton, 1994), sin embargo, conforme se fue estudiando dicho error, se vio que éste era más bien un medio indispensable en el sistema motor para su funcionamiento, siendo una forma de adaptación a los cambios (Bartlett et al., 2003; Caballero et al., 2014; Harbourne & Stergiou, 2009; Schmidt, 1976). Surgió la duda si mucha o poca variabilidad era buena o mala, algunos autores determinaron que mucha variabilidad surge en procesos de aprendizaje, patologías neurológicas que impiden tener control sobre el movimiento o la edad avanzada. Por otro lado, poca variabilidad era característico en sujetos entrenados o con gran control motor que la variabilidad motora disminuye significativamente cuanto más experiencia tiene el sujeto, siendo capaces de autocorregir su propio movimiento y por lo tanto tienen mayor control a la hora de la ejecución (Bartlett et al., 2003; Bernstein, 1967; Caballero et al., 2014; Caballero Sánchez et al., 2016; Dhawale et al., 2017; Hamacher & Zech, 2018; Harbourne & Stergiou, 2009; Naranjo Orellana et al., 2008; Schmidt, 1976). Además, esta variabilidad puede estar limitada por la intención del individuo de realizar la tarea correctamente, la experiencia, el entorno y/o la intensidad de contracción (Moras et al., 2019)

Tradicionalmente la variabilidad se había medido con herramientas lineales tales como la desviación típica, sin embargo, estas herramientas dan una información limitada la información a mucha o poca variabilidad, por lo que algunos autores consideraron necesario profundizar no solo la cantidad de variabilidad sino además en el estudio de su estructura, como es el caso de las herramientas no lineales (Harbourne & Stergiou, 2009; Newell & Vaillancourt, s. f.; Riley & Turvey, 2002). Algunas de estas herramientas, como la entropía y el *Detrended Fluctuation Analysis* (DFA), nos indican la variabilidad del individuo durante las tareas. La entropía nos da información sobre los cambios neurofisiológicos durante la tarea, concretamente la *Sample Entropy* (SampEn) es de las más utilizadas ya que nos permite medir dichos cambios, por medio de capacidad de exploración de los individuos, a través de las fluctuaciones en las señales. Al

Análisis no lineal de la variabilidad de la sentadilla en sujetos con y sin antecedentes de patología en tren inferior por medio de Smartphones.

mismo tiempo el DFA nos permite medir la correlación de largo plazo dentro de una serie temporal, lo cual nos ayuda a analizar las dificultades de los procesos exploratorios (Barbado et al., 2018b; Bernstein, 1967; Caballero et al., 2019; Dhawale et al., 2017; Hamacher & Zech, 2018; Naranjo Orellana et al., 2008; Newell & Vaillancourt, s. f.; Riley & Turvey, 2002; Schmidt, 1976). Caballero et al., 2019 comenta en su artículo, ambas herramientas (entropía y DFA) evalúan la medida en la que el comportamiento motor es dependiente de las fluctuaciones que se han producido previamente.

Una de las cuestiones aún por resolver es si, mediante el uso de acelerometría, podemos analizar la estructura de la variabilidad para diferenciar la pierna hábil de la no hábil, entendiendo como pierna hábil aquella que tiene menor variabilidad, que es más estable. Además uno de los objetivos del estudio es averiguar si dicho análisis de la estructura de la variabilidad nos permite diferenciar antecedentes de patología en el miembro inferior, para ello nos servimos de la sentadilla para poner en compromiso el tren inferior. Muchos autores demuestran que hay diferencias significativas entre la pierna dominante y la no dominante en caso de patología como es el caso del síndrome de pinzamientos femoroacetabular (Philippi et al., 2020), ligamento cruzado anterior (Moraiti et al., 2007), síndrome de estrés tibial (Schütte et al., 2018), por lo que tal y como proponen muchos autores, queremos aprovechar las herramientas no lineales para poder hacer comparaciones entre grupos e intragrupo para poder valorar las diferencias que puedan existir con el objetivo de mejora deportiva y/o terapéutica ((Bartlett et al., 2003; Tochigi et al., 2012). Por otro lado, muchos autores han estudiado las herramientas no lineales en sujetos con algún tipo de lesión en miembros inferiores o han comparado el nivel de experiencia (Alkjaer et al., 2015; Mo & Chow, 2019; Moraiti et al., 2007; Raffalt et al., 2018).

Teniendo en cuenta todo esto se lleva a cabo este trabajo para analizar la aplicación de un protocolo que nos permita medir la variabilidad de un modo más fiable y accesible a cualquiera que necesite hacer mediciones en cualquier ámbito relacionado con el deporte, ya sea orientado a la salud o al rendimiento. Una herramienta que engloba todo esto son los Smartphones. En la actualidad, muchos autores han hecho uso de Smartphones para realizar diferentes medidas y análisis tanto goniométricas, nivel de actividad y control postural (Barbado et al., 2018a; Hekler et al., 2015; Hsieh et al., 2019; Støve et al., 2018; Viecegli et al., 2020) ya que éstos llevan integrados, acelerómetros y giroscopios. A partir de estos acelerómetros, que nos permiten medir de manera triaxial, podemos analizar la variabilidad mediante herramientas no lineales como la entropía para analizar los niveles de irregularidad de una serie temporal (Caballero et al., 2014; Moraiti et al., 2007; Tochigi et al., 2012) y el DFA para poder cuantificar la autocorrelación de las señales (Caballero et al., 2014; Harbourne & Stergiou, 2009).

En nuestro caso, el objetivo es comparar sujetos sanos, que nunca hayan sufrido lesiones y sujetos sanos cuyas lesiones sean de hace más de un año, exponiéndoles a diferentes tipos de sentadilla con diferentes tipos de dificultades con el fin de hacer una comparación entre un grupo que nunca tuvo lesiones y un grupo que sí las sufrieron. Al mismo tiempo, se busca analizar si hay diferencias significativas entre la pierna hábil y la no hábil. Para poder realizar dichas comparaciones se colocó un acelerómetro a nivel del sacro durante la ejecución de la sentadilla con distintos grados de dificultad y se analizó posteriormente la señal del mismo.

Análisis no lineal de la variabilidad de la sentadilla en sujetos con y sin antecedentes de patología en tren inferior por medio de Smartphones.

4. Material y métodos:

4.1. Participantes

Para este estudio se han analizado 20 personas, 10 hombres y 10 mujeres que realizan al menos 3 veces por semana ejercicio. Como criterio de inclusión en el estudio, los participantes debían de ser sujetos sanos que tuviesen ninguna lesión en estado agudo. Diez participantes nunca habían sufrido una lesión en el tren inferior, cuatro habían sufrido alguna vez en su vida esguinces, dos estaban operados del ligamento cruzado anterior, uno de menisco, uno de fractura del calcáneo y dos han sufrido fascitis plantar. Con respecto a la actividad deportiva, los participantes tienen una experiencia media de 7 años (2-15 años), 14 de ellos realizaban entrenamiento funcional o en sala, 2 realizaban power lifting, uno voleibol, uno triatlón, uno remo y uno corredor. La media de edad fue de 33.4 años (22-54 años), en cuanto a la altura el promedio fue de 171.8 cm (156cm-191cm) y un Índice de Masa Corporal (IMC) medio de 23.023.

	Altura	Peso	IMC	Edad
Valid	20	20	20	20
Mean	171.800	68.450	23.023	33.400
Std. Deviation	9.036	13.388	3.039	8.726
Minimum	156.000	41.000	16.850	22.000
Maximum	191.000	101.000	28.380	54.000

Cuadro 1. Analíticos descriptivos

Para determinar la lateralidad de los participantes se les preguntó cuál sería su pierna preferida a la hora de patear un balón y el test de equilibrio de 30 segundos (Philippi et al., 2020; Rees et al., 2019; Wiesław Błaszczuk et al., 2020), resultó que 16 de ellos eran diestros y 4 zurdos.

4.2. Instrumentos:

El dispositivo utilizado para la realización de este estudio fue un Smartphone Xiami Redmi Note 8 pro, con la aplicación *Accelerometer Analyzer* (Barbado et al., 2018b; Nidhi Kalra Raman Kumar Goyal, 2021) instalada y calibrada con *Accelerometer Calibration*. Ambas aplicaciones están disponibles en *Play Store*. Dicha aplicación graba a una frecuencia de 400Hz, y se coloca a nivel del sacro con una cincha elástica ajustable.

4.3. Protocolo

Los sujetos realizaron un calentamiento con 30 segundos de *jumping jacks*, 10 sentadillas, 10 zancadas y 30 segundo de plancha. Para realizar tanto los test como las diferentes sentadillas, los sujetos lo hicieron descalzos y sin calcetines. A continuación, se les preguntó cuál era su pierna preferida a la hora de patear un balón, y posteriormente se realizó un test de equilibrio unipodal durante 30 segundos con cada pierna utilizando como criterio para identificar la pierna dominante (Philippi et al., 2020; Rees et al., 2019; Wiesław Błaszczuk et al., 2020). Para el test de 30 segundos, la pierna sin apoyo se colocó con la flexión de rodilla y cadera preferida mantenida en el aire, los brazos cruzados a la altura del pecho. Este último test se midió con *Accelerometer* con el fin de poder comparar si los test de valoración de la pierna dominante muestran los mismos resultados que las pruebas de sentadillas.

Análisis no lineal de la variabilidad de la sentadilla en sujetos con y sin antecedentes de patología en tren inferior por medio de Smartphones.

Una vez realizados los test, se midió el ángulo 120° de flexión de rodilla, y posteriormente los sujetos ejecutaron un cuarto de sentadilla, para poder marcar la distancia hasta la que debían realizar la sentadilla por medio de una cinta elástica entre dos conos. Se realizaron 4 tipos de sentadillas con diferente grado de dificultad:

- Sentadillas con apoyo bipodal
- Sentadilla unipodal con ayuda de picas, una en cada mano. Las manos deben de colocarse de tal manera que, cuando llegan al punto más bajo de la sentadilla, las manos no superen la altura de los hombros.
- Sentadilla unipodal con ayuda de TRX, la colocación de las manos es la misma que en el caso anterior, las manos no deben de sobrepasar la altura de los hombros en el punto más bajo de la sentadilla.
- Sentadilla unipodal libre. El sujeto no tendrá ningún tipo de apoyos en las manos.

Cada una de las sentadillas se realizaron 3 veces, dejando un minuto de descanso, tiempo que se utilizó para cambiar el material. A la hora de realizar las mediciones se alternaron cada repetición entre la pierna derecha y la izquierda para evitar que la fatiga pudiera falsear los resultados. Además, se indicó a los sujetos que tenían que esperar a la señal para poder realizar la sentadilla. En el caso de las sentadillas unipodales no podían apoyar la pierna que se encontrase en el aire hasta que se dejase de grabar. Con respecto a la velocidad de ejecución fue la preferida por cada participante. La toma de datos fue contrabalaceada entre sujetos, de tal manera que no se comenzase siempre con la misma pierna, ni con la misma prueba. La indicación para el sujeto realizase la sentadilla, que nos ayudó a hacer los cortes de la señal posteriormente, fue un toque enérgico en la pantalla del Smartphone que el sujeto llevaba colocado en el sacro, toque que se volvió a ejecutar cuando el sujeto terminó de realizar la sentadilla.

4.4. Análisis de los datos.

Con respecto al procesamiento de la señal, cortes, filtrado y cálculos de la entropía, el DFA y desviación estándar se utilizó el programa Python. En cuanto a los cortes de la señal, se realizaron a partir de los picos de señal producidos por nosotros mismos para señalar el punto de inicio y fin de la grabación. La señal fue filtrada a 30 Hz.

Por otro lado, ya que la velocidad de ejecución de la sentadilla fue la preferida por el sujeto, se encontró la dificultad de que los tiempos de la señal eran diferentes por lo que se optó por tomar los 900 datos centrales de cada una de las señales, dicho número de datos corresponde a la señal más corta de todas las tomadas.

Para poder calcular la entropía se utilizó el algoritmo de Richman et al., 2000. En el caso del DFA se utilizó el algoritmo de Peng et al., 1995

4.5. Análisis estadístico:

Para realizar el análisis estadístico se utilizó el programa JASP, en el que se aplicó ANOVA mixto de medidas repetidas para poder comparar intragrupo todos los resultados, además de realizar un Post-Hoc. Se tomó como variables independientes el grupo de sujetos (con o sin lesión), la dificultad de la sentadilla y la pierna hábil o no hábil, como variables dependientes se utilizaron la SampEn, desviación estándar y el DFA.

Análisis no lineal de la variabilidad de la sentadilla en sujetos con y sin antecedentes de patología en tren inferior por medio de Smartphones.

5. Resultados:

Tras analizar los resultados, se encuentran resultados significativos en la pierna dominante derecha en el estudio de la entropía con SampEn con $p < .001$.

Simple Main Effects - SampEn

Level of Pierna	Habil	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
Derecha		0.057	6	0.010	17.525	< .001
Izquierda		0.020	6	0.003	4.802	0.004

Note. Type III Sum of Squares

Cuadro 2. Comparativa pierna dominante derecha e izquierda

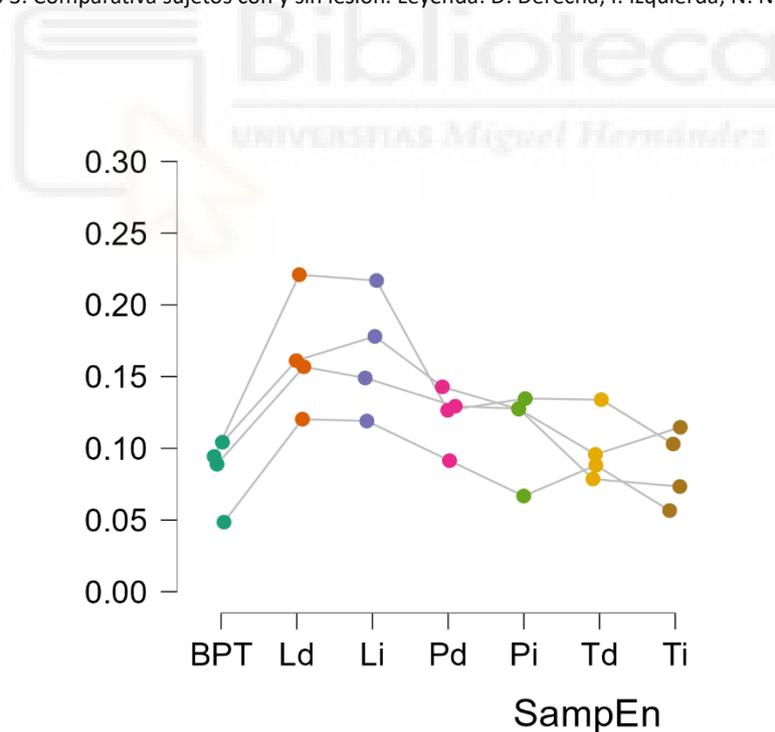
Con respecto a los resultados obtenidos de la SampEn en pacientes sanos con o sin lesión, había menor variabilidad en aquellos sujetos con lesión en la pierna derecha y en sujetos sanos. Cuadro 3.

Simple Main Effects - SampEn

Level of Lado Lesi.n	n	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
D		0.028	6	0.005	15.554	< .001
I		0.015	6	0.002	3.841	0.005
N		0.033	6	0.006	7.669	< .001

Note. Type III Sum of Squares

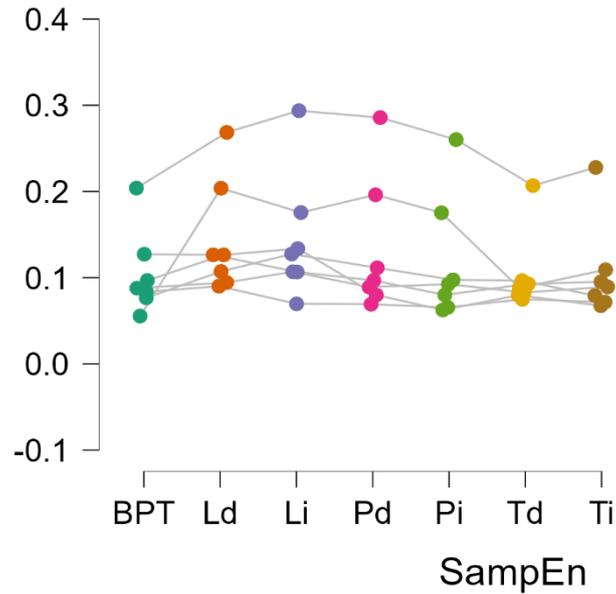
Cuadro 3. Comparativa sujetos con y sin lesión. Leyenda: D: Derecha; I: Izquierda; N: No lesión



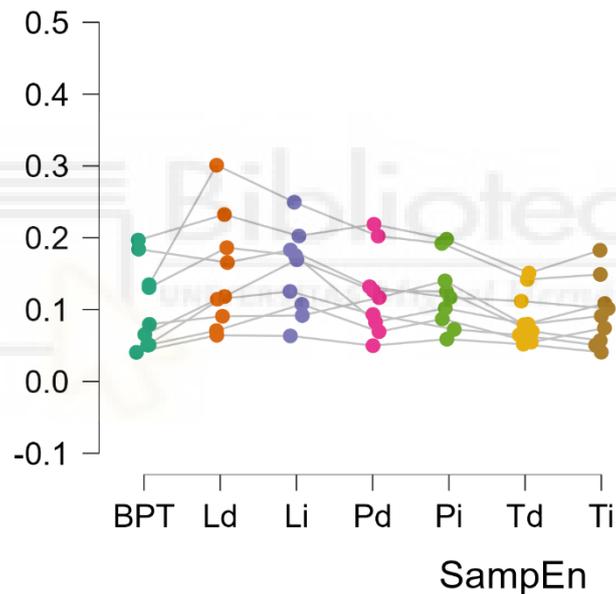
Gráfica 1. Comparativa SampEn*Lado lesión derecho con diferentes grados de dificultad.

Leyenda: BPT: Bipedal; Ld: Libre derecho; Li: Libre Izquierdo; Pd: Picas derecho; Pi: Picas Izquierdo; Td: TRX derecho; Ti: TRX izquierda

Análisis no lineal de la variabilidad de la sentadilla en sujetos con y sin antecedentes de patología en tren inferior por medio de Smartphones.



Gráfica 2: Comparativa SampEn*Lado lesión Izquierdo



Gráfica 3: Comparativa SampEn*Lado lesión sin lesión

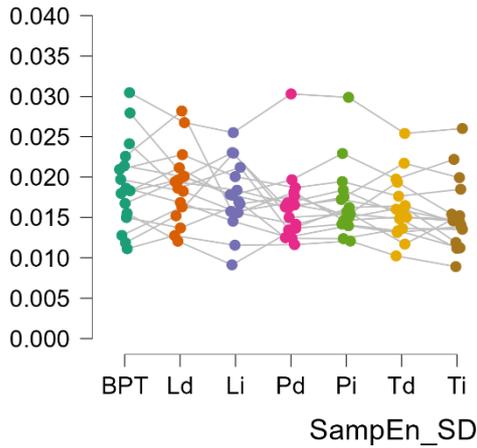
Los resultados arrojados por la Desviación Estándar, es que una vez más fueron resultados significativos en la pierna hábil derecha, no así en la pierna izquierda como muestra el Cuadro 4. En cuanto a la comparación entre pacientes con o sin patología previa los resultados no fueron significativos en ninguno de los casos como se describe en cuadro 5.

Level of Pierna Habil	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
Derecha	1.829×10^{-4}	6	3.049×10^{-5}	4.871	< .001
Izquierda	5.679×10^{-5}	6	9.465×10^{-6}	0.481	0.814

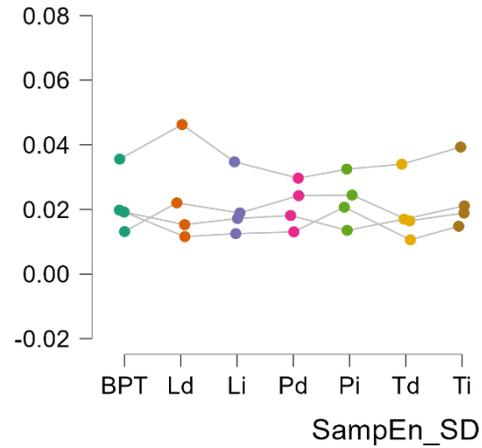
Note. Type III Sum of Squares

Cuadro 4. Resultados Anova de Medidas repetidas SD

Análisis no lineal de la variabilidad de la sentadilla en sujetos con y sin antecedentes de patología en tren inferior por medio de Smartphones.



Gráfica 4. Comparativo SD pierna hábil Derecha



Gráfica 5. Comparativa SD pierna hábil Izquierda

Level of Lado Lesi.n	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
D	2.729×10^{-5}	6	4.548×10^{-6}	0.838	0.556
I	6.866×10^{-5}	6	1.144×10^{-5}	1.428	0.231
N	1.397×10^{-4}	6	2.328×10^{-5}	2.086	0.072

Note. Type III Sum of Squares

Cuadro 5. Anova de medidas repetidas. Leyenda: D: Derecha; I: Izquierda; N: Sin lesión previa

En cuanto a los resultados obtenidos en el DFA, al igual que ocurre en SampEn, se encontraron resultados significativos para la pierna hábil derecha con una $p < .001$, no así en la pierna izquierda con una $p .043$, como se observa en cuadro 6. En lo referente a las diferencias entre sujetos con o sin patología, se obtuvieron resultados significativos en todos los casos, tanto los que no tuvieron patología como los que sí se refleja en el cuadro 7.

Level of Pierna Habil	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
Derecha	0.256	6	0.043	23.960	< .001
Izquierda	0.072	6	0.012	2.779	0.043

Note. Type III Sum of Squares

Cuadro 6. Anova de medidas repetidas de DFA en pierna hábil derecha e izquierda

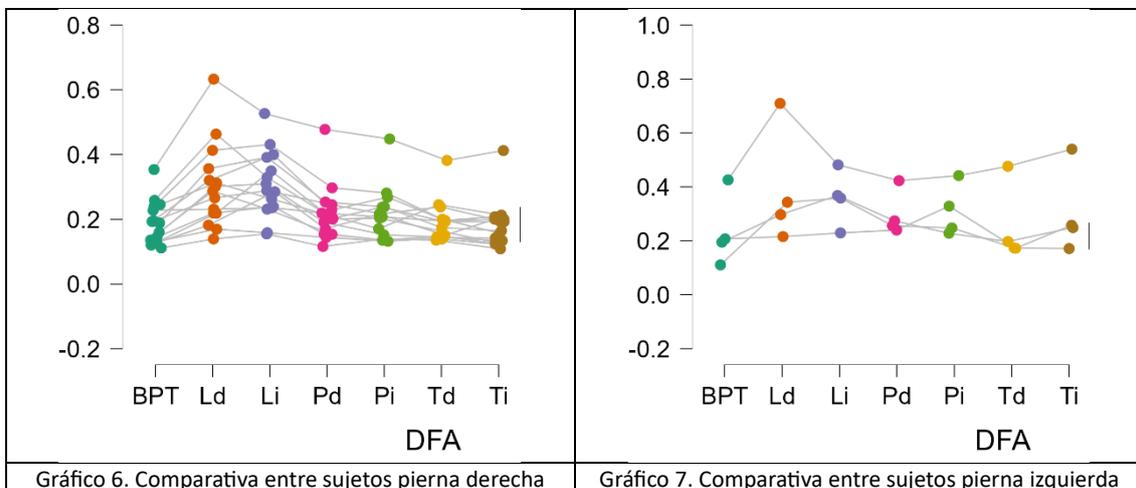


Gráfico 6. Comparativa entre sujetos pierna derecha

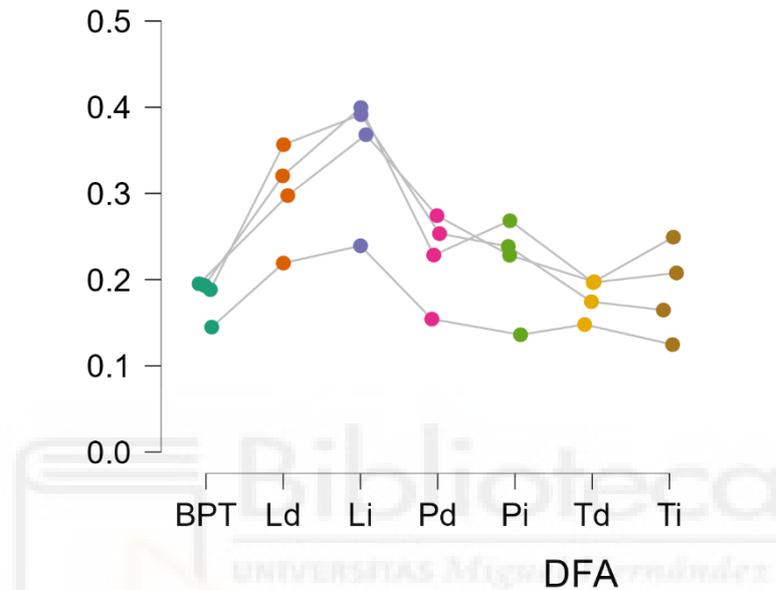
Gráfico 7. Comparativa entre sujetos pierna izquierda

Análisis no lineal de la variabilidad de la sentadilla en sujetos con y sin antecedentes de patología en tren inferior por medio de Smartphones.

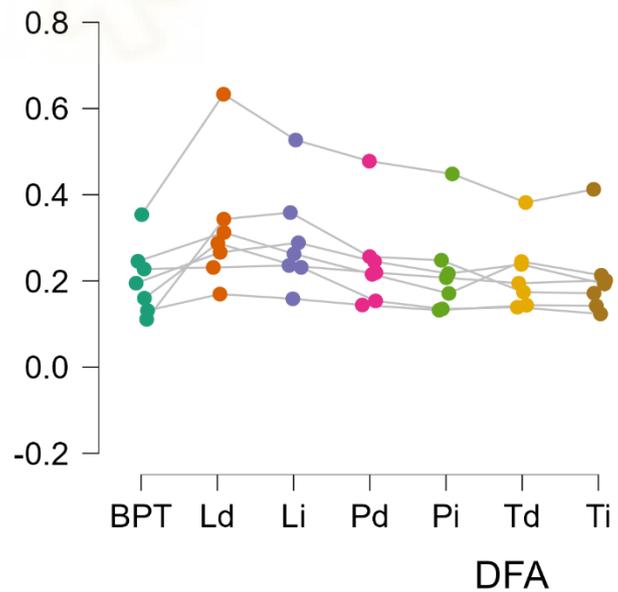
Level of Lado Lesi.n	Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
D	0.104	6	0.017	22.118	< .001
I	0.088	6	0.015	8.544	< .001
N	0.140	6	0.023	6.642	< .001

Note. Type III Sum of Squares

Cuadro 7. Anova de medidas repetidas de DFA de sujetos con o sin patología previa. Leyenda: D: Derecha; I: Izquierda; N: Sin lesión previa

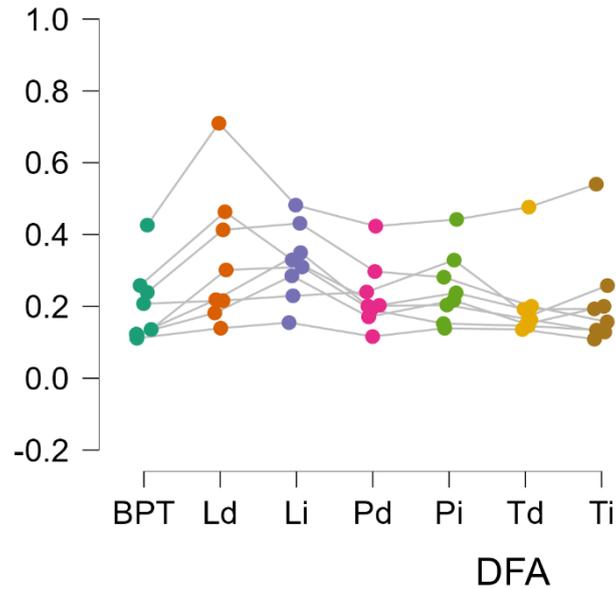


Gráfica 8. DFA lado lesión D



Gráfica 9. DFA lado lesión izquierdo

Análisis no lineal de la variabilidad de la sentadilla en sujetos con y sin antecedentes de patología en tren inferior por medio de Smartphones.



Gráfica 10. DFA sin lesión

6. Biografía:

Alkjaer, T., Raffalt, P. C., Dalsgaard, H., Simonsen, E. B., Petersen, N. C., Bliddal, H., & Henriksen, M. (2015). Gait variability and motor control in people with knee osteoarthritis. *Gait and Posture*. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.07.063>

Barbado, D., Irlés-Vidal, B., Prat-Luri, A., García-Vaquero, M. P., & Vera-García, F. J. (2018a). Training intensity quantification of core stability exercises based on a smartphone accelerometer. *PLoS ONE*, *13*(12), 1-13. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0208262>

Barbado, D., Irlés-Vidal, B., Prat-Luri, A., García-Vaquero, M. P., & Vera-García, F. J. (2018b). Training intensity quantification of core stability exercises based on a smartphone accelerometer. *PLOS ONE*, *13*(12), e0208262. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0208262>

Bartlett, R., Davids, K., Glazier, P., & Ara, D. (2003). Movement Systems As Dynamical Systems: The Functional Role Of Variability And Its Implications For Sports Medicine. *Sports Medicine*, *33*(4), 245-260.

Bernstein, N. A. (1967). *Co-ordination and regulation of movements*.

Caballero, C., Barbado, D., & Moreno, F. J. (2014). Non-Linear Tools and Methodological Concerns Measuring Human Movement Variability: an Overview. *European Journal of Human Movement*, *32*, 61-81.

Caballero, C., Davids, K., Heller, B., Wheat, J., & Moreno, F. J. (2019). *Movement variability emerges in gait as adaptation to task constraints in dynamic environments*. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2019.02.002>

Caballero Sánchez, C., Barbado Murillo, D., Davids, K., & Moreno Hernández, F. J. (2016). Variations in task constraints shape emergent performance outcomes and complexity levels in balancing. *Experimental Brain Research*, *234*(6), 1611-1622. <https://doi.org/10.1007/s00221-016-4563-2>

Análisis no lineal de la variabilidad de la sentadilla en sujetos con y sin antecedentes de patología en tren inferior por medio de Smartphones.

- Cross, S. S., & Cotton, D. W. K. (1994). Chaos and antichaos in pathology. *Human Pathology*, 25(7), 630-637. [https://doi.org/10.1016/0046-8177\(94\)90294-1](https://doi.org/10.1016/0046-8177(94)90294-1)
- Dhawale, A. K., Smith, M. A., & Ölveczky, B. P. (2017). The Role of Variability in Motor Learning. *Annual Review of Neuroscience*, 40, 479-498. <https://doi.org/10.1146/annurev-neuro-072116-031548>
- Hamacher, D., & Zech, A. (2018). Development of functional variability during the motor learning process of a complex cyclic movement. *Journal of Biomechanics*, 77, 124-130. <https://doi.org/10.1016/J.JBIOMECH.2018.07.015>
- Harbourne, R. T., & Stergiou, N. (2009). Movement variability and the use of nonlinear tools: Principles to guide physical therapist practice. *Physical Therapy*, 89(3), 267-282. <https://doi.org/10.2522/ptj.20080130>
- Hekler, E. B., Buman, M. P., Grieco, L., Rosenberger, M., Winter, S. J., Haskell, W., & King, A. C. (2015). Validation of Physical Activity Tracking via Android Smartphones Compared to ActiGraph Accelerometer: Laboratory-Based and Free-Living Validation Studies. *JMIR MHealth and UHealth*, 3(2), e36. <https://doi.org/10.2196/mhealth.3505>
- Hsieh, K. L., Roach, K. L., Wajda, D. A., & Sosnoff, J. J. (2019). Smartphone technology can measure postural stability and discriminate fall risk in older adults. *Gait & Posture*, 67, 160-165. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2018.10.005>
- Mo, S., & Chow, D. H. K. (2019). Reliability of the fluctuations within the stride time series measured in runners during treadmill running to exhaustion. *Gait & Posture*, 74, 1-6. <https://doi.org/10.1016/J.GAITPOST.2019.08.008>
- Moraiti, C., Stergiou, N., Ristanis, S., & Georgoulis, A. D. (2007). ACL deficiency affects stride-to-stride variability as measured using nonlinear methodology. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 15(12), 1406-1413. <https://doi.org/10.1007/s00167-007-0373-1>
- Moras, G., Vázquez-Guerrero, J., Fernández-Valdés, B., Rosas-Casals, M., Weakley, J., Jones, B., & Sampaio, J. (2019). Structure of force variability during squats performed with an inertial flywheel device under stable versus unstable surfaces. *Human Movement Science*, 66, 497-503. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2019.05.022>
- Naranjo Orellana, J., Beatriz Manchón, G., Algaba del Castillo, J., de la Cruz Torres, B., & Centeno Prada J de D Beas Jiménez, R. A. (2008). Análisis del equilibrio estático en sujetos sanos mediante el cálculo de la entropía muestral. *Rev Andal Med Deporte*, 1(3), 98-101. www.elsevier.es/ramd
- Newell, K. M., & Vaillancourt, D. E. (s. f.). *Dimensional change in motor learning*. www.elsevier.com/locate/humov
- Nidhi Kalra Raman Kumar Goyal, A. P. J. S. G. S. (2021). Driving Style Recognition System Using Smartphone Sensors Based on Fuzzy Logic. *Computers, Materials & Continua*, 69(2), 1967-1978. <https://doi.org/10.32604/cmc.2021.018732>
- Peng, C. K., Havlin, S., Stanley, H. E., & Goldberger, A. L. (1995). Quantification of scaling exponents and crossover phenomena in nonstationary heartbeat time series. *Chaos*, 5(1), 82-87. <https://doi.org/10.1063/1.166141>
- Análisis no lineal de la variabilidad de la sentadilla en sujetos con y sin antecedentes de patología en tren inferior por medio de Smartphones.

- Philippi, M. T., Kahn, T. L., Adeyemi, T. F., Maak, T. G., & Aoki, S. K. (2020). Leg dominance as a risk factor for femoroacetabular impingement syndrome. *Journal of Hip Preservation Surgery*, 7(1), 22-26. <https://doi.org/10.1093/jhps/hnaa007>
- Raffalt, P. C., Alkjær, T., Brynjólfsson, B., Jørgensen, L., Bartholdy, C., & Henriksen, M. (2018). Day-to-Day Reliability of Nonlinear Methods to Assess Walking Dynamics. *Journal of Biomechanical Engineering*, 140(12). <https://doi.org/10.1115/1.4041044>
- Rees, D., Younis, A., & MacRae, S. (2019). Is there a correlation in frontal plane knee kinematics between running and performing a single leg squat in runners with patellofemoral pain syndrome and asymptomatic runners? *Clinical Biomechanics*, 61, 227-232. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2018.12.008>
- Richman, J. S., Randall Moorman, J., Randall, J., & Physi, M. (2000). Downloaded from journals.physiology.org/journal/ajpheart. En *Am J Physiol Heart Circ Physiol* (Vol. 278).
- Riley, M. A., & Turvey, M. T. (2002). Variability and determinism in motor behavior. *Journal of Motor Behavior*, 34(2), 99-125. <https://doi.org/10.1080/00222890209601934>
- Schmidt, R. A. (1976). 2 - The Schema as a Solution to Some Persistent Problems in Motor Learning Theory. En G. E. Stelmach (Ed.), *Motor Control* (pp. 41-65). Academic Press. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/B978-0-12-665950-4.50007-9>
- Schütte, K. H., Seerden, S., Venter, R., & Vanwanseele, B. (2018). Influence of outdoor running fatigue and medial tibial stress syndrome on accelerometer-based loading and stability. *Gait and Posture*, 59, 222-228. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.10.021>
- Støve, M. P., Palsson, T. S., & Hirata, R. P. (2018). Smartphone-based accelerometry is a valid tool for measuring dynamic changes in knee extension range of motion. *Knee*, 25(1), 66-72. <https://doi.org/10.1016/j.knee.2017.11.001>
- Tochigi, Y., Segal, N. A., Vaseenon, T., & Brown, T. D. (2012). Entropy analysis of tri-axial leg acceleration signal waveforms for measurement of decrease of physiological variability in human gait. *Journal of Orthopaedic Research*, 30(6), 897-904. <https://doi.org/10.1002/jor.22022>
- Viecelli, C., Graf, D., Aguayo, D., Hafen, E., & Fuchslin, R. M. (2020). Using smartphone accelerometer data to obtain scientific mechanical-biological descriptors of resistance exercise training. *PloS One*, 15(7), e0235156. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0235156>
- Wiesław Błaszczuk, J., Fredyk, A., & Mikołaj Błaszczuk, P. (2020). Transition from double-leg to single-leg stance in the assessment of postural stability. *Journal of Biomechanics*, 110, 109982. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2020.109982>

Análisis no lineal de la variabilidad de la sentadilla en sujetos con y sin antecedentes de patología en tren inferior por medio de Smartphones.