

Jornadas de Automática

Estudio del coeficiente de coactivación muscular en flexo-extensión de codo en distintas condiciones de peso con el uso de EMG

Martín, P.^{a,*†}, Feijóo, C.^{a†}, Sánchez, C.^a, Urendes, E.^a, Raya, R.^a

^a Departamento de Tecnologías de la Información, Escuela Politécnica Superior, San Pablo CEU, Avenida de Montepíncipe, 28925, Madrid, España.

To cite this article: Martín, P., Feijóo, C., Sánchez, C., Urendes, E., Raya, R. 2024. Study of muscle coactivation index in elbow flexion-extension in different weight bearing conditions using EMG. *Jornadas de Automática*, 45. <https://doi.org/10.17979/ja-cea.2024.45.10837>

Resumen

El coeficiente de coactivación muscular (CC) es una métrica que expresa los niveles de contracción simultánea entre una pareja de músculos agonista-antagonista, siendo útil para el análisis del control motor. Uno de los factores que intervienen en este índice es el peso desplazado por el sujeto en el movimiento. Este estudio se centra en analizar la variación del CC a partir del análisis de la señal de electromiografía (EMG) de 10 sujetos sanos mientras realizan diferentes pruebas de flexo-extensión de codo, variando el peso y la frecuencia de desplazamiento en diferentes fases del movimiento para ver en qué casos se producen cambios apreciables. Para ello, se calculó el CC para cada caso y posteriormente se realizó un estudio estadístico para tratar de detectar qué factores hacen que el CC aumente. Los resultados sugieren que no hay cambios significativos en el CC con el aumento del peso o la frecuencia en los movimientos de extensión con un intervalo de confianza del 95%. Debido a la naturaleza del movimiento con pesos, los valores varían mucho entre sujetos.

Palabras clave: Coactivación Muscular, Control Motor, Métricas, Flexo-Extensión, Peso, Frecuencia

Study of muscle coactivation index in elbow flexion-extension under different weight conditions with the use of EMG

Abstract

The muscle coactivation index (CI) is a metric that expresses the levels of simultaneous contraction between a pair of agonist-antagonist muscles, useful for the analysis of motor control. One of the factors involved in this index is the weight displaced by the subject in the movement. This study focuses on analysing the variation of the CI from the electromyography (EMG) of 10 healthy subjects while performing different flexo-extension tests, varying the weight and the frequency of displacement in different phases of the movement to see in which cases noticeable changes occur. To do this, the CI was calculated for each case and then a statistical study was carried out to try to detect which factors cause the CI to increase. The results suggest that there are no significant changes in CI with increasing weight or frequency in extension movements with a 95% confidence interval. Due to the nature of movement with weights, values vary greatly among subjects.

Keywords: Muscle Coactivation, Motor Control, Metrics, Flexo-Extension, Weight, Frequency

1. Introducción

La utilización de la técnica de electromiografía (EMG) aporta información acerca del estado fisiológico de los músculos y nervios que se activan según la actividad realizada (Ervilha et al., 2012), permitiendo así evaluar los fenómenos

de coactivación muscular. Esta herramienta posibilita conocer cuándo y cómo se realiza una contracción muscular.

En los niños con parálisis cerebral, se realizan estudios de EMG para conocer la actividad muscular caracterizada por una actividad motora aumentada, como espasticidad y

coactivación muscular excesiva (Idiev, 2021). La coactivación de músculos, como el bíceps y el tríceps, es el mecanismo observado al realizar movimientos voluntarios de manera simultánea de los músculos agonistas y antagonistas que cruzan la misma articulación (Libny et al., 2019). La coactivación muscular excesiva puede ser perjudicial porque dificulta la realización de movimientos voluntarios precisos. Al corregir este patrón anómalo, se busca mejorar la coordinación motora, facilitar la realización de movimientos voluntarios y contribuir a un desarrollo motor más funcional

En este estudio, se va a registrar la señal de EMG durante la flexo-extensión de los músculos del bíceps y tríceps braquial largo (Sierra et al., n.d.), y sus fases de aceleración y deceleración, siguiendo el ejemplo de Sarcher (Sarcher et al., 2017), de 10 sujetos sanos con el fin de medir cómo cambia el coeficiente de coactivación al añadir un peso adicional. Para ello, los sujetos se someterán a una prueba durante la cual se irá variando la cantidad de peso que tienen que levantar y la frecuencia del movimiento que tienen que realizar. Este estudio supone una novedad con respecto a estudios previos que sólo caracterizan el movimiento sin añadir elementos externos (Frey-Law & Avin, 2013; Koo et al., 123 C.E.; Zuniga et al., n.d.)

2. Materiales y Métodos

2.1. Biomecánica en el análisis del control motor

En biomecánica, la flexo-extensión se refiere al estudio de los movimientos de flexión y extensión en las articulaciones del cuerpo humano, así como a los factores que influyen en estos movimientos. La flexión es el movimiento que disminuye el ángulo entre dos segmentos corporales o dobla una parte del cuerpo, acercando dos estructuras. Por otro lado, en la extensión, el movimiento es opuesto: se aumenta el ángulo entre dos segmentos corporales o se endereza una parte del cuerpo tal y como muestra la Figura 1. En este estudio se ha hecho hincapié en la flexo-extensión del codo, en la cual, los músculos principales incluyen el bíceps braquial largo en la flexión, y en la extensión, el tríceps braquial largo. Siguiendo, de nuevo, el trabajo de Sarcher, se ha optado por dividir el movimiento de flexo-extensión no sólo en sus fases de flexión y extensión del codo, sino también en sus fases de aceleración y deceleración.

2.2. Electromiografía

La electromiografía (EMG) es una técnica utilizada en la biomecánica y la fisiología para medir la actividad eléctrica de los músculos durante la contracción (Stegeman et al., 2000). La actividad eléctrica generada por las células musculares durante la contracción se registra mediante electrodos colocados, en este caso, en la superficie de la piel. Esta actividad se representa en una señal de contracción que muestra cambios en la actividad eléctrica durante la contracción muscular. Para interpretar la señal generada se tienen en cuenta la frecuencia y la amplitud de la señal EMG (Chowdhury et al., 2013).

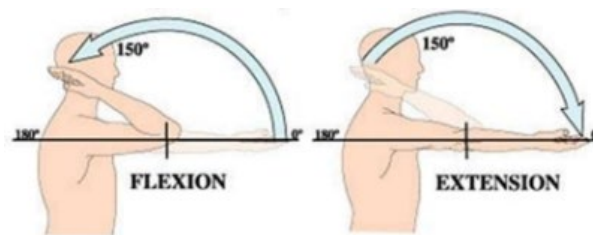


Figura 1. Rango de movimiento del brazo durante la flexo-extensión de Semantic Scholar (Romano et al., 2015).

2.3. Coeficiente de Coactivación

El coeficiente de coactivación se refiere a la medida de la activación simultánea de músculos antagonistas alrededor de una articulación específica. Para evaluar la coactivación entre el bíceps y el tríceps, se ha utilizado la técnica del EMG. El coeficiente de coactivación se calcula según la ecuación (1), donde: Ag y $Antag$ son las señales RMS (tras el procesamiento) de los músculos agonista y antagonista respectivamente. El numerador refleja el área común entre ambos músculos, mientras las del divisor, la suma de las áreas de ambos músculos por separado. La integral estaría acotada en los instantes iniciales y finales y el resultado se expresa como un porcentaje de coactivación.

$$CC = 2 \cdot \frac{\int (Ag, Antag)}{\int Ag + Antag} \cdot 100 \quad (1)$$

2.4. Electromiógrafo mDurance

Para la captura de datos se ha empleado el dispositivo mDurance ([▷ Página Oficial MDurance | La Actividad Muscular Controlada](#), n.d.), un sensor inalámbrico que permite medir la señal mioeléctrica y con ello identificar problemas y disfunciones musculares (Figura 2). Gracias a éste, se ha conseguido registrar la actividad eléctrica de los músculos. Incorpora un sensor inercial 3D que mide la actividad muscular y calcula el rango de movimiento (ROM) en el plano sagital (el plano de movimiento de la flexo-extensión de codo). Dicho dispositivo se conecta por conexión inalámbrica mediante el protocolo Bluetooth y una aplicación con la cual se puede registrar la actividad muscular y visualizarla en tiempo real. Además, este electromiógrafo proporciona los datos de EMG preprocesados.

2.5. Protocolo de Experimentación

El protocolo fue llevado a cabo con 10 adultos sanos de entre 20-42 años (31.2 ± 8.99 años). Dicho protocolo consiste en registrar el movimiento de flexo-extensión del codo del brazo dominante, partiendo de una posición neutra de pronosupinación, utilizando diferentes pesas.



Figura 2: Dispositivo mDurance y ubicación de los electrodos.

En primer lugar, el paciente debe estar sentado con la espalda recta, y con los pies apoyados en el suelo formando 90°. A continuación, se pone en marcha el dispositivo mDurance y se coloca alrededor del brazo del sujeto de manera que pueda realizar la flexo-extensión sin dificultad. Posteriormente, se procede a la colocación de los electrodos. Para ello, se siguieron las recomendaciones de la SENIAM (*Sensor Locations*, n.d.) en las que se establece que: el electrodo de referencia se debe colocar en el codo, dos en el tríceps y los otros dos restantes en el bíceps.

Para las pruebas se ha optado por la utilización de tres pesas de distintos kilos (0,5 kg, 1 kg y 2 kg) que se encuentra dentro del rango de peso de estudios similares (ASADÍ DERESHGÍ et al., 2022). Para la elección de las pesas se trató de que pudiesen ser levantadas por todos los pacientes minimizando la fatiga muscular y que los pesos fuesen el doble del anterior. La aleatorización a la hora de levantar cada pesa se realizó para que los resultados del estudio no estuviesen condicionados por dicha elección. La prueba total se representa en la Figura 4.

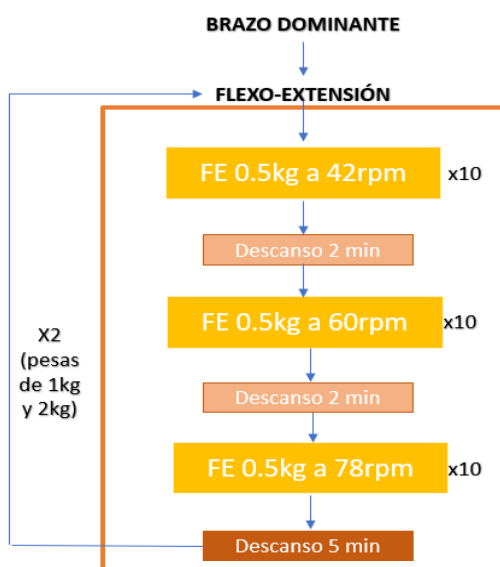


Figura 4. Protocolo de la flexo-extensión (FE) con distintas pesas, frecuencias y descansos.

2.6. Obtención de Datos

Se utiliza el dispositivo de electromiografía mDurance, así como su aplicación móvil para recoger las medidas. El pre-procesamiento de la señal de EMG es el siguiente: a la señal de EMG muestreada a 1024 Hz se le aplica primer lugar un filtro paso banda de tipo Butterworth de cuarto orden con frecuencias de corte de 20 a 450 Hz. Tras este primer paso se suaviza la señal con una ventana de media cuadrática de 0.025 segundos. Tras esto, se obtiene una envolvente con una nueva frecuencia de muestreo de 4 Hz. Al contar con la señal de ROM, que puede verse en la Figura 5, una frecuencia de muestreo de 20 Hz, se lleva a cabo un sobremuestreo de la envolvente de EMG para poder realizar el ajuste de los puntos de corte de las fases de una forma adecuada. A continuación, se realiza un procesamiento mediante un algoritmo de Python 3 desarrollado en Jupyter Notebook.

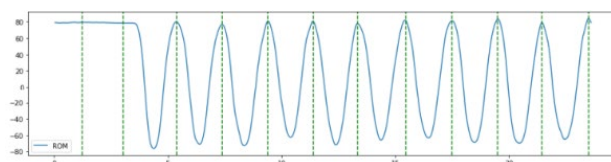


Figura 5. Medida del rango de movimiento de mDurance

Estos puntos de corte son obtenidos mediante los valores máximos y mínimos de la señal de ROM, así como los valores máximos y mínimos de la señal de la velocidad. Esta velocidad se ha calculado mediante la derivada discreta del ROM. Con estos puntos se divide la señal envolvente de EMG en las fases de flexión y extensión y, a su vez, se dividen en una fase de aceleración y otra de delegación, obteniendo así 4 fases distintas. La señal envolvente de EMG se normaliza con el pico de contracción máximo de cada uno de los músculos que se registra en cada una de las sesiones de medición, siguiendo el ejemplo de la literatura previa, siendo este el motivo por el que se elige la formulación de Falconer y Winter (Falconer & Da, 1985) expresada en (1).

Aplicando (1) se ha calculado la media y desviación estándar del CC de las distintas fases del movimiento en cada una de las iteraciones del ejercicio. Este proceso se realiza para cada uno de los sujetos y para cada una de las combinaciones de peso y frecuencia. Podemos ver una visualización del cálculo del CC con la envolvente sin segmentar en la Figura 6.

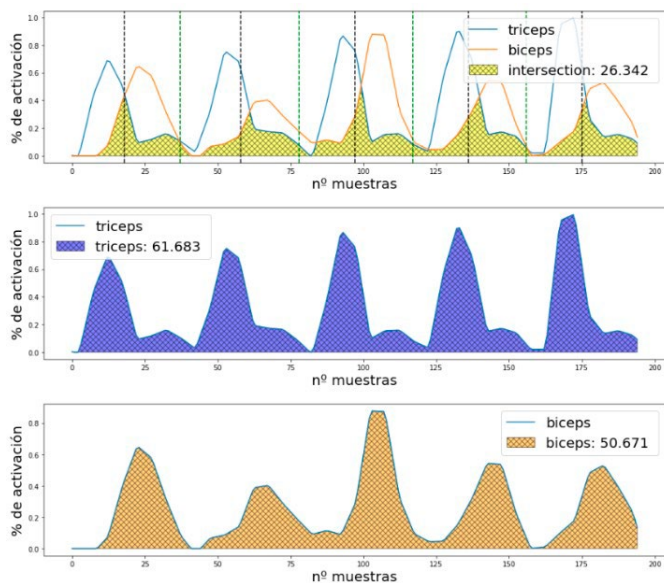


Figura 6. Visualización de las envolventes de EMG de un sujeto con las áreas de activación marcadas. Las líneas discontinuas negras indican los puntos de máxima extensión y las verdes indican los puntos de máxima flexión

2.7. Análisis Estadístico

No pudiendo asegurar que las muestras obtenidas sigan una distribución normal, se ha optado por utilizar métodos no paramétricos (test de Wilcoxon) para estudiar si hay diferencias significativas entre las medias de los resultados de 2 y 0.5kg y entre 78 y 42rpm. En este caso, la hipótesis nula (H0) expresa que no hay diferencia significativa entre las medias de los dos grupos emparejados mientras que la hipótesis alternativa (H1) sugiere que hay una diferencia significativa. Se ha realizado el test de Wilcoxon con un nivel de confianza del 95%.

3. Resultados

Mediante los valores obtenidos de CC para todas las fases, frecuencias y pesos se crean diagramas de caja. Con esto se obtiene un conjunto de 4 diagramas de caja para cada peso y para cada frecuencia de cada uno de los sujetos del experimento. Estos 4 diagramas expresan la aceleración de la extensión (CC_AccExt), la deceleración de la extensión (CC_DeccExt), la aceleración de la flexión (CC_AccFlex) y la deceleración de la flexión (CC_DeccFlex). Puede verse un ejemplo de estos diagramas en la Figura 7.

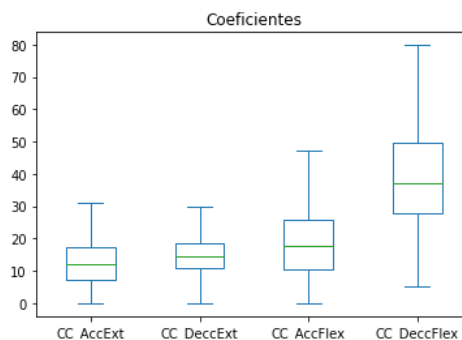


Figura 7. Ejemplo de diagramas de caja para uno de los sujetos a una velocidad y peso determinado

Además, para cada caso de estudio de peso, frecuencia y fase del movimiento, se ha generado un gráfico agrupando el CC de los sujetos. Estos gráficos son útiles para visualizar la tendencia del CC a medida que aumentas el peso o la frecuencia para cada fase de movimiento. Uno de estos gráficos puede verse en la Figura 8 (cada color representa a un sujeto, y la línea azul oscura sombreada en gris representa la media y la desviación estándar, respectivamente, de los 10 sujetos estudiados). Por último, se han generado 6 tablas, 3 con las medias de los índices de coactivación y desviación estándar para cada peso y otras 3 para cada frecuencia, y se incluye además el p-valor obtenido tras la realización del test de Wilcoxon correspondiente, en una columna adicional. Se ilustran ejemplos de estas 6 tablas en la Tabla 1 para los datos en función del peso y en la Tabla 2 para los datos en función de la frecuencia.

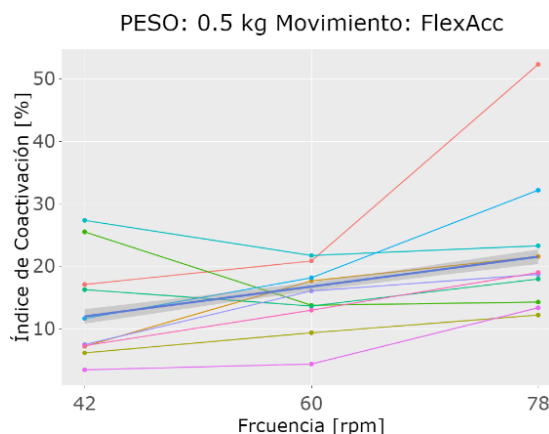


Figura 8: Movimiento de aceleración en la flexión en peso de 0.5 kg.

Tabla 1. Tabla del CC por pesos para frecuencia de 42 rpm.

Pesos	0.5	1	2	p-valor
ExtAcc	11.87±5.15	13.75±5.94	11.49±8.31	0.4316
ExtDcc	11.31±6.86	14.11±9.22	14.07±6.16	0.3223
FlexAcc	12.93±7.94	13.29±7.95	19.05±9.48	0.06453
FlexDcc	42.33±19.55	33.45±17.54	35.53±15.24	0.1934

Tabla 2. Tabla del CC por frecuencias para peso de 1 kg.

Frecuencias	42	60	78	p-valor
ExtAcc	13.75±5.94	14.21±8.91	14.14±7.89	0.625
ExtDcc	14.11±9.22	13.06±9.42	14.74±10.02	0.7695
FlexAcc	13.29±7.95	16.98±8.45	22.70±11.79	0.05359
FlexDcc	33.45±17.54	39±21.37	29.20±10.54	0.375

Respecto a los resultados de la prueba de Wilcoxon, en ninguno de los casos el p-valor es inferior a 0.05. Sin embargo, la mayoría de los p-valores de la *FlexAcc* y *FlexDcc* son menores a 0.1. Las excepciones serían la *FlexDcc* para 42rpm (0.1934), *FlexAcc* para 78rpm (0.3223), *FlexDcc* para 1kg (0.375) y *FlexAcc* para 2kg (0.1055). Finalmente, el p-valor es mayor a 0.1 en el caso de los movimientos de *ExtAcc* y *ExtDcc*, tanto para peso como frecuencia, salvo en el caso de la *ExtAcc* en 60rpm cuyo valor es 0.08338.

4. Conclusiones

Ninguno de los p-valores son inferiores a 0.05, lo cual no nos permite determinar si hay realmente cambios significativos al aumentar la frecuencia del movimiento o el peso. No obstante, teniendo en cuenta los valores obtenidos, y comparándolos con un estudio previo aplicando la misma metodología, pero eliminando el uso de pesos adicionales, podemos apreciar similitudes. Los valores de coactivación son similares a los obtenidos en ese estudio, siendo más elevados los obtenidos en los ejercicios con los pesos. Cabe señalar que, en ambos casos, se mantiene la “morfología” de los valores,

siendo los valores de la deceleración de la flexión mucho más elevados que los valores esperados y del resto de valores.

En conclusión, este estudio ha revelado que, para el movimiento de flexión, el peso y la frecuencia pueden ser factores a tener en cuenta a la hora de estudiar el origen de una posible subida en el CC de una persona mientras que, para el movimiento de extensión, estos factores no parecen, al menos tras este ensayo preliminar, tener un impacto diferencial en el CC de sujetos sanos. Este estudio podrá servir como base para otras posibles futuras investigaciones que busquen comprender más a fondo los mecanismos de coactivación muscular en movimientos específicos.

Agradecimientos

Este experimento forma parte se del proyecto Neurometrics financiado por MCIN/ AEI/ 10.13039/501100011033/ FEDER, UE, con número de beca: PID2021-127096OB-100.

Referencia

- ▷ *Página oficial mDurance | La actividad muscular controlada.* (n.d.). Retrieved May 30, 2024, from <https://mdurance.com/>
- ASADÍ DERESHGÍ, H., SERBEST, K., BALIK, B., & SAHIN, S. N. (2022). Stress-Strain Response of Muscle Fibers in Biceps Brachii under Dynamic Force: An Analysis of Biceps Curl Exercise. *Politeknik Dergisi*, 25(4), 1777–1783. <https://doi.org/10.2339/POLITEKNIK.1025328>
- Chowdhury, R. H., I Reaz, M. B., Alauddin Bin Mohd Ali, M., A Bakar, A. A., Chellappan, K., & Chang, T. G. (2013). Surface Electromyography Signal Processing and Classification Techniques. *Sensors*, 13, 12431–12466. <https://doi.org/10.3390/s130912431>
- Ervilha, U. F., Graven-Nielsen, T., & Duarte, M. (2012). A simple test of muscle coactivation estimation using electromyography. *Brazilian Journal of Medical and Biological Research*, 45(10), 977–981. <https://doi.org/10.1590/S0100-879X2012007500092>
- Falconer, K., & Da, W. (1985). Quantitative assessment of co-contraction at the ankle joint in walking. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*.
- Frey-Law, L. A., & Avin, K. G. (2013). *MUSCLE COACTIVATION: A GENERALIZED OR LOCALIZED MOTOR CONTROL STRATEGY?* <https://doi.org/10.1002/mus.23801>
- Idiev, O. E. (2021). *INTERNATIONAL JOURNAL ON HUMAN COMPUTING STUDIES* www.journalsresearchparks.org/index.php/IJHC *S e-Evaluation of Electromyographic studies of*

- masticatory muscles in Children with Cerebral Palsy*.
www.journalsresearchparks.org/index.php/IJHCS
- Koo, Y.-J., Hwangbo, J., & Koo, S. (2023). Higher coactivations of lower limb muscles increase stability during walking on slippery ground in forward dynamics musculoskeletal simulation. *Scientific Reports*, 13, 22808. <https://doi.org/10.1038/s41598-023-49865-w>
- Libny, C.-B., María Fernanda, C.-B., Valeria, G.-S., Bárbara, R.-P., Gastón, V.-S., & de Medicina UCIMED, E. (2019). FENÓMENO DE COACTIVACIÓN MUSCULAR DURANTE CONTRACCIONES ISOMÉTRICAS MÁXIMAS. *Revista Ciencia y Salud Integrando Conocimientos*, 3(1), ág. 2-5. <https://doi.org/10.34192/CIENCIAYSALUD.V3I1.18>
- Romano, O. U. R., Cuevas, M. J., Ramirez, J. A. R., & Amirola, M. D. (2015). Goniómetro digital para medir flexoextensión en brazo derecho como propuesta para aplicaciones en telerehabilitación. *Memorias Del Concurso Lasallista de Investigación, Desarrollo e Innovación*, 2, 13–17. <https://doi.org/10.26457/MCLIDI.V2I0.796>
- Sarcher, A., Raison, M., Leboeuf, F., Perrouin-Verbe, B., Brochard, S., & Gross, R. (2017). Pathological and physiological muscle co-activation during active elbow extension in children with unilateral cerebral palsy. *Clinical Neurophysiology*, 128(1), 4–13. <https://doi.org/10.1016/J.CLINPH.2016.10.086>
- Sensor Locations*. (n.d.). Retrieved February 8, 2024, from http://seniam.org/sensor_location.htm
- Sierra, P. M., Sánchez López De Pablo, C., Urendes Jiménez, E., & Raya, R. (n.d.). *Coefficiente de coactivación muscular como indicador del control motor: caso de estudio para flexo-extensión de codo en adultos*.
- Stegeman, D. F., Blok, J. H., Hermens, H. J., & Roeleveld, K. (2000). Surface EMG models: properties and applications. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 10(5), 313–326. [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(00\)00023-7](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(00)00023-7)
- Zuniga, J. M., Dimitrios, K., Peck, J. L., Srivastava, R., Pierce, J. E., Dudley, D. R., Salazar, D. A., Young, K. J., & Knarr, B. A. (n.d.). *Coactivation index of children with congenital upper limb reduction deficiencies before and after using a wrist-driven 3D printed partial hand prosthesis*. <https://doi.org/10.1186/s12984-018-0392-9>