



Wojskowa  
Akademia  
Techniczna



CENTRUM WIEDZY O DOSTĘPNOŚCI DO TRANSPORTU  
I MOBILNOŚCI OSÓB O SZCZEGÓLNYCH POTRZEBACH



KONFERENCJA POD HONOROWYM PATRONATEM:

# II KONFERENCJA

**Rectora – Komendanta WAT**  
gen. bryg. prof. dr. hab. inż. **Przemysław WACHULAKA**



Ministerstwo  
Obrony Narodowej



Ministerstwo Rodziny,  
Pracy i Polityki Społecznej



Ministerstwo Funduszy  
i Polityki Regionalnej



## Mobilność osób o szczególnych potrzebach

WSPÓŁORGANIZATORZY KONFERENCJI



Państwowy Fundusz  
Rehabilitacji Osób  
Niepełnosprawnych



**21-22 października 2025 r.**  
**WARSZAWA**



Wojskowa  
Akademia  
Techniczna



CENTRUM WIEDZY O DOSTĘPNOŚCI DO TRANSPORTU  
I MOBILNOŚCI OSÓB O SZCZEGÓLNYCH POTRZEBACH

65<sup>lat</sup>



# Ocena aktywności mięśniowej jako narzędzie weryfikacji konstrukcji na przykładzie modułu blokady cofania wózka inwalidzkiego

Dr hab. inż. Bartosz Wieczorek, prof. Politechniki Poznańskiej

POLITECHNIKA POZNAŃSKA

II KONFERENCJA



Mobilność  
osób o szczególnych  
potrzebach

Warszawa, 21-22 października, 2025 r.

# Geneza problemu

- Wózek inwalidzki ręczny to **podstawowe narzędzie** mobilności **nie zawsze dopasowane** do indywidualnych potrzeb
- Wjazd pod górę to **większe obciążenie mięśniowe**, szybkie zmęczenie, **brak możliwości odpoczynku** w pozycji zgodnej z kierunkiem jazdy
- Ryzyko cofnięcia się na pochyłości to poważne **zagrożenie bezpieczeństwa**
- Zjazd w dół to **konieczność wytracania energii** poprzez tarcie dłoni o obręcze napędowe



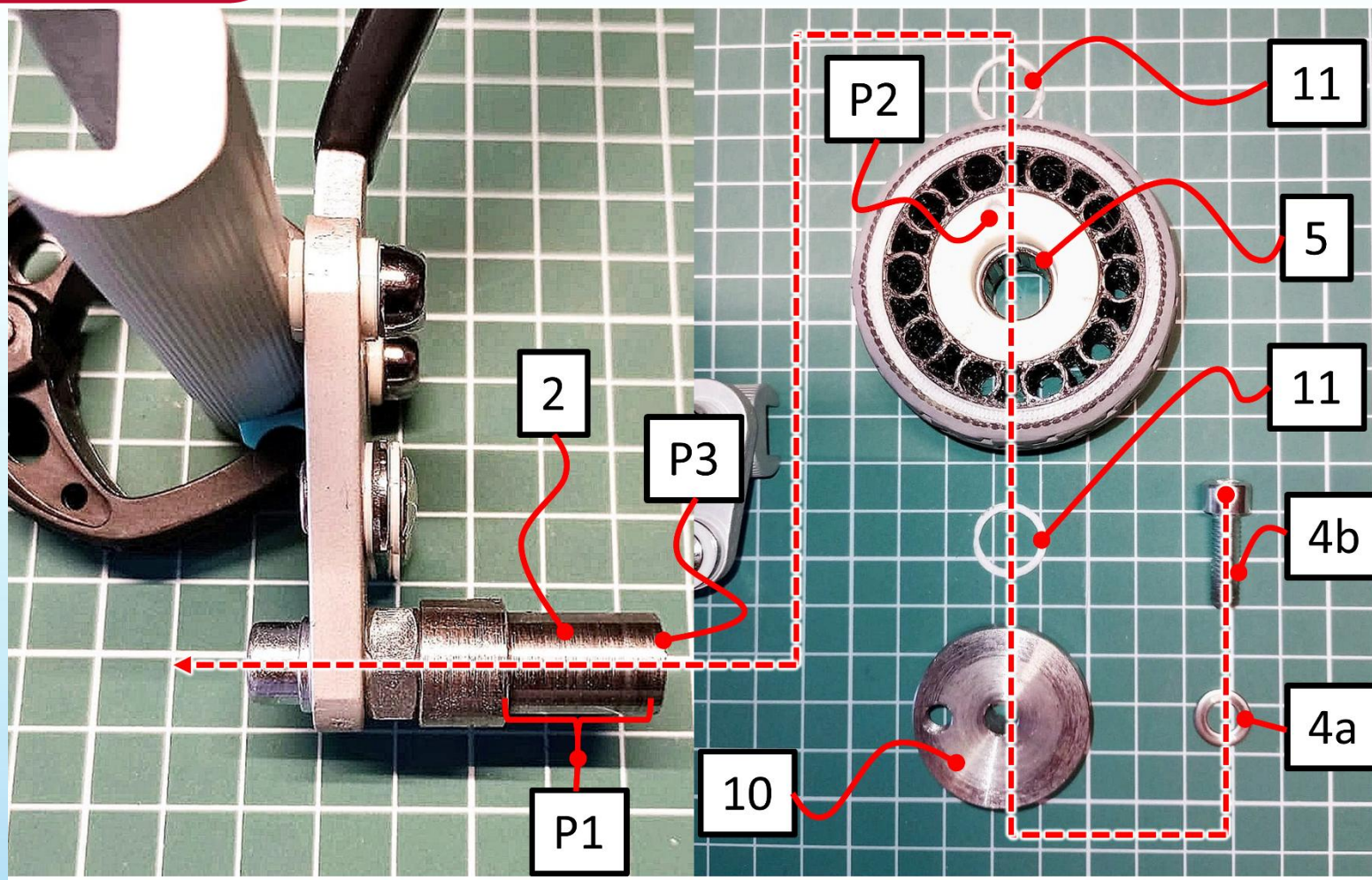


## Moduł blokady cofania – właściwości i funkcje

- Opiera się na zmodyfikowanym klasycznym hamulcu postojowym
- Aktywowany w taki sam sposób jak standardowy hamulec
- Zapobiega cofnięciu się wózka na pochyłościach
- Nie eliminuje funkcji hamulca postojowego
- Umożliwia bezpieczne zatrzymanie się i odpoczynek na pochyłości
- Poprawia komfort, bezpieczeństwo i kontrolę użytkownika

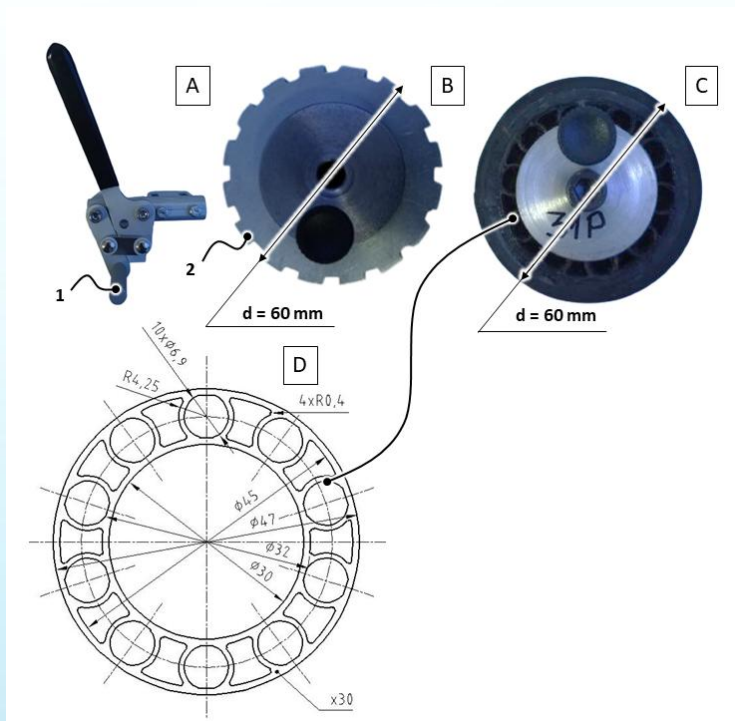
Prototyp modułu blokady cofania

II KONFERENCJA



II KONFERENCJA

Budowa modułu blokady cofania



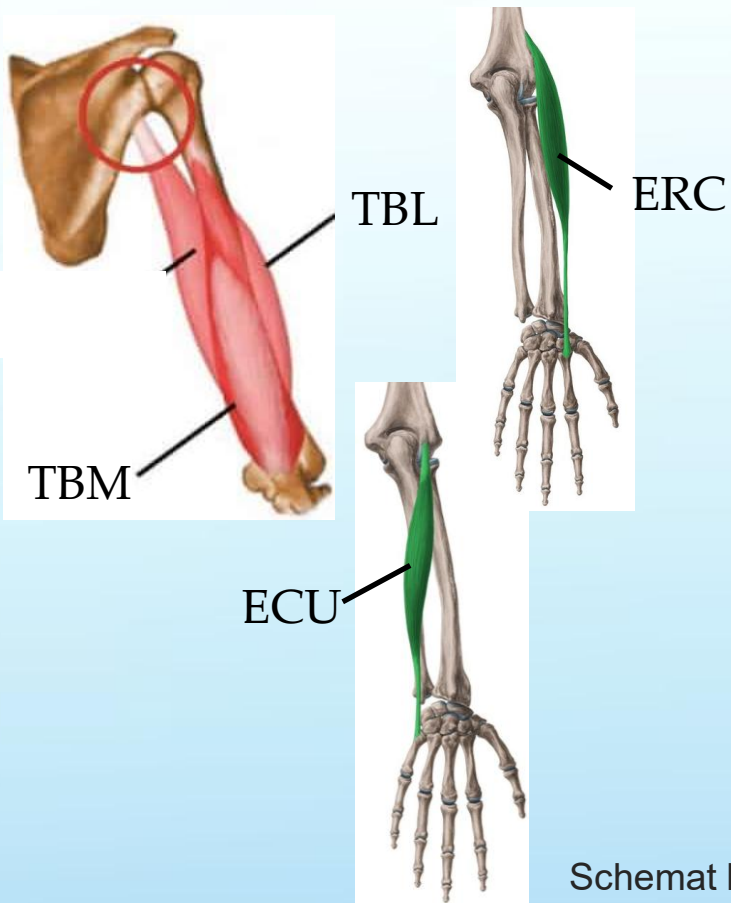
Schemat badanych wariantów modułu  
blokady cofania

## Badane warianty konstrukcji

Badanie przeprowadzono z wykorzystaniem wózka Vermeiren Trigo T (koła 24 cale, masa 12 kg). Moduł blokady cofania testowano w dwóch wersjach:

- SAR – sztywna rolka, metalowa z rowkowaną powierzchnią,
- EAR – elastyczna rolka z rdzeniem TPU i gumową powłoką.

Dla porównania testowano także napęd bez modułu (NAR). Te trzy konfiguracje umożliwiły ocenę różnic pomiędzy systemami.



## Badani użytkownicy

W badaniu uczestniczyło ośmiu zdrowych mężczyzn w wieku 20–40 lat (średni BMI: 27,8). Do testów prototypu wybrano osoby zdrowe w celu zapewnienia bezpieczeństwa. Za pomocą EMG analizowano następujące mięśnie:

- Mięsień trójęglowy ramienia (triceps brachii) – głowa przyśrodkowa (TBM) i głowa boczna (TBL),
- Mięsień prostownik łokciowy nadgarstka (extensor carpi ulnaris, ECU),
- Mięsień prostownik promieniowy nadgarstka (extensor carpi radialis, ERC).

Schemat badanych grup mięśniowych

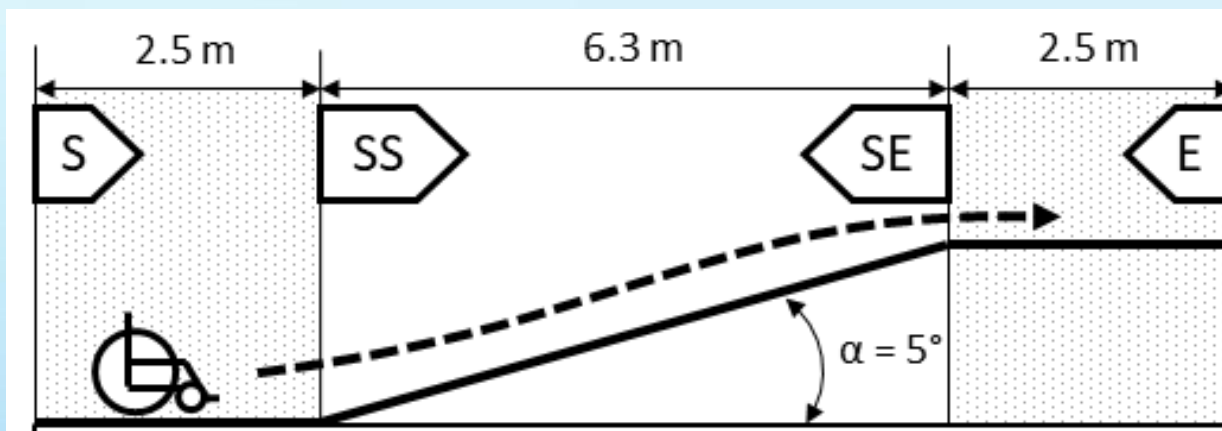
## Metoda badawcza

Układ toru:

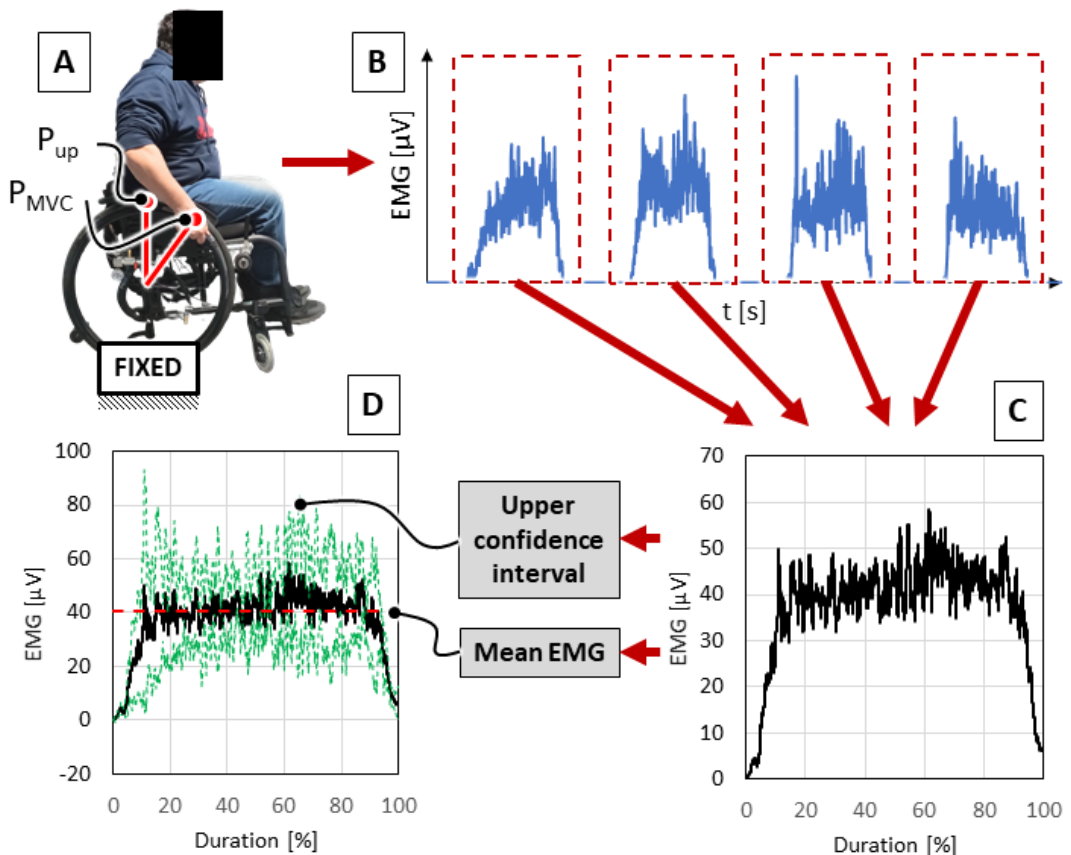
- 2,5 m strefa rozpędowa
- 6,3 m pochylnia podjazdowa (nachylenie  $5^\circ$ )
- 2,5 m odcinek końcowy

Próby:

- 3 próby dla każdej konfiguracji (NAR, SAR, EAR)
- Łącznie 9 prób na uczestnika



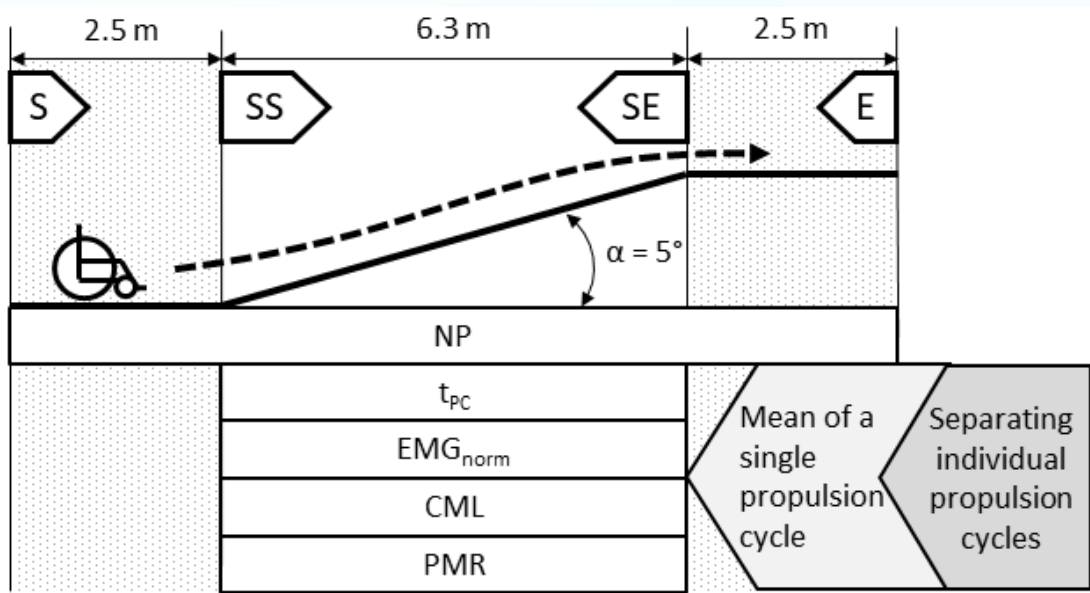
Schemat toru pomiarowego



Schemat normalizacji sygnału EMG

## Normalizacja

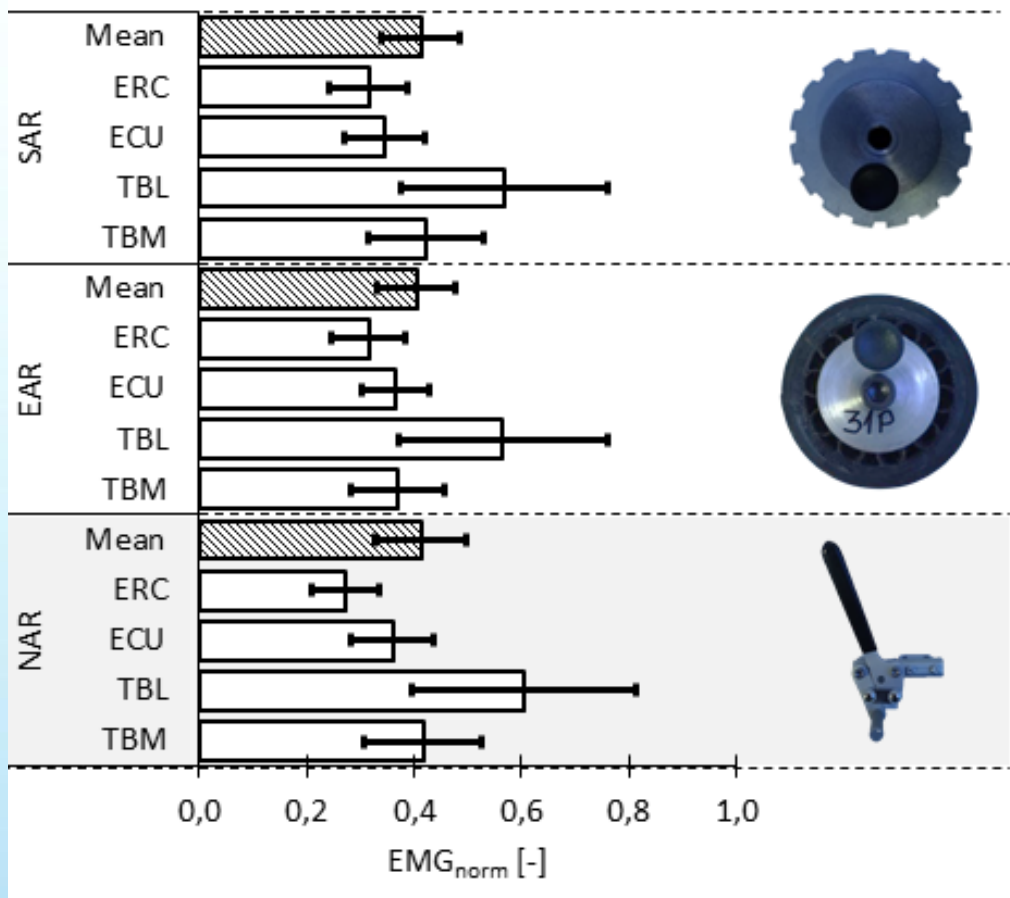
Sygnały EMG przetwarzano w celu uzyskania MVC60%, obliczanego jako średnia wartość EMG z centralnych 60% czasu trwania maksymalnego dobrowolnego skurczu. Pierwsze 20% i ostatnie 20% przebiegu zostały odrzucone, aby wyeliminować fazy narastania napięcia oraz relaksacji mięśnia. Dzięki temu uzyskana średnia lepiej odzwierciedlała stabilną część skurczu i umożliwiała porównywalność pomiędzy mięśniami i uczestnikami.



## Analizowane parametry

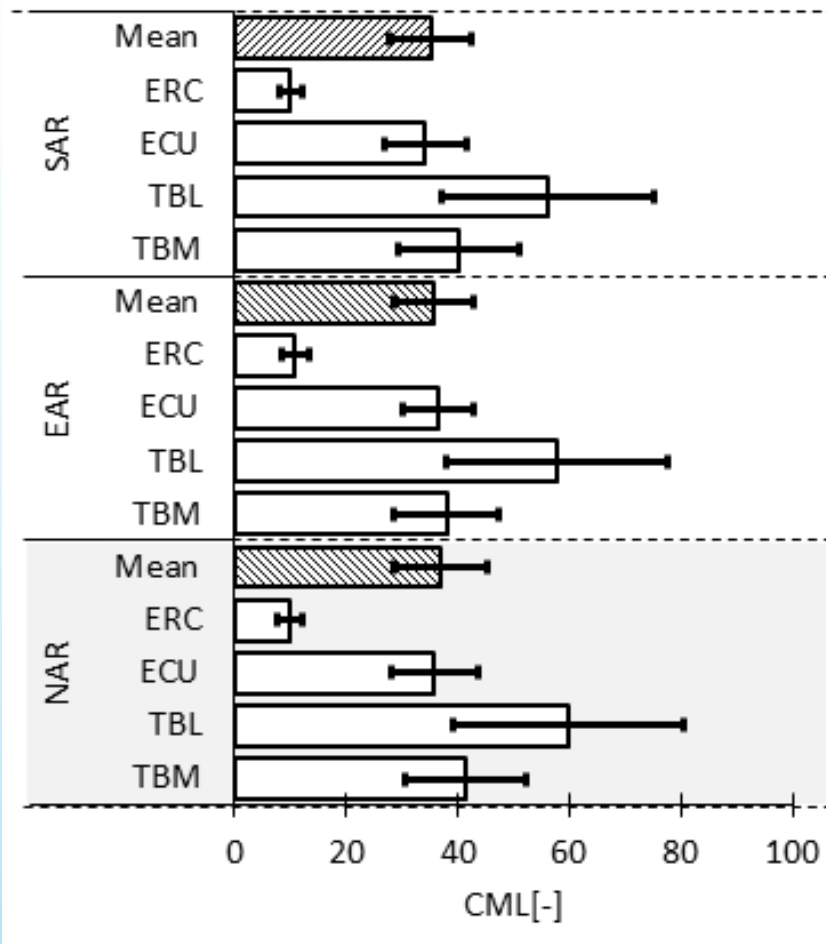
- NP – liczba pchnięć,
- $t_{PC}$  – czas cyklu napędowego,
- $EMG_{norm}$  – znormalizowana aktywność mięśniowa,
- CML – skumulowane obciążenie mięśniowe,
- PMR – stosunek wartości szczytowej do średniej,
- $\alpha$  – tempo narastania sygnału EMG, wprowadzone jako nowy wskaźnik subiektywnego odczucia wysiłku.

Schemat toru pomiarowego z zaznaczeniem miejsca mierzenia parametrów oceny



## Wyniki EMG<sub>norm</sub>

- TBM (mięsień trójkłowy ramienia – głowa przyśrodkowa, triceps brachii): 32–34% MVC – brak istotnych różnic,
- TBL (mięsień trójkłowy ramienia – głowa boczna, triceps brachii): 38–41% MVC – największa aktywacja we wszystkich warunkach,
- ECU (mięsień prostownik łokciowy nadgarstka, extensor carpi ulnaris): 28–30% MVC,
- ERC (mięsień prostownik promieniowy nadgarstka, extensor carpi radialis): 21–23% MVC – najmniejsza aktywacja.



## Wyniki CML

- NAR (bez modułu blokady cofania):  
~35,7 ± 3,4
- SAR (sztywna rolka): ~36,2 ± 3,6
- EAR (elastyczna rolka): ~35,1 ± 3,2
- Analiza istotności ANNOVA wykazała brak istotnych różnic ( $p > 0,05$ ) w skumulowanym wysiłku mięśniowym w zależności od stosowanego rozwiązania.

$$PMR = \frac{EMG_{norm}^{max}}{M EMG_{norm}}$$

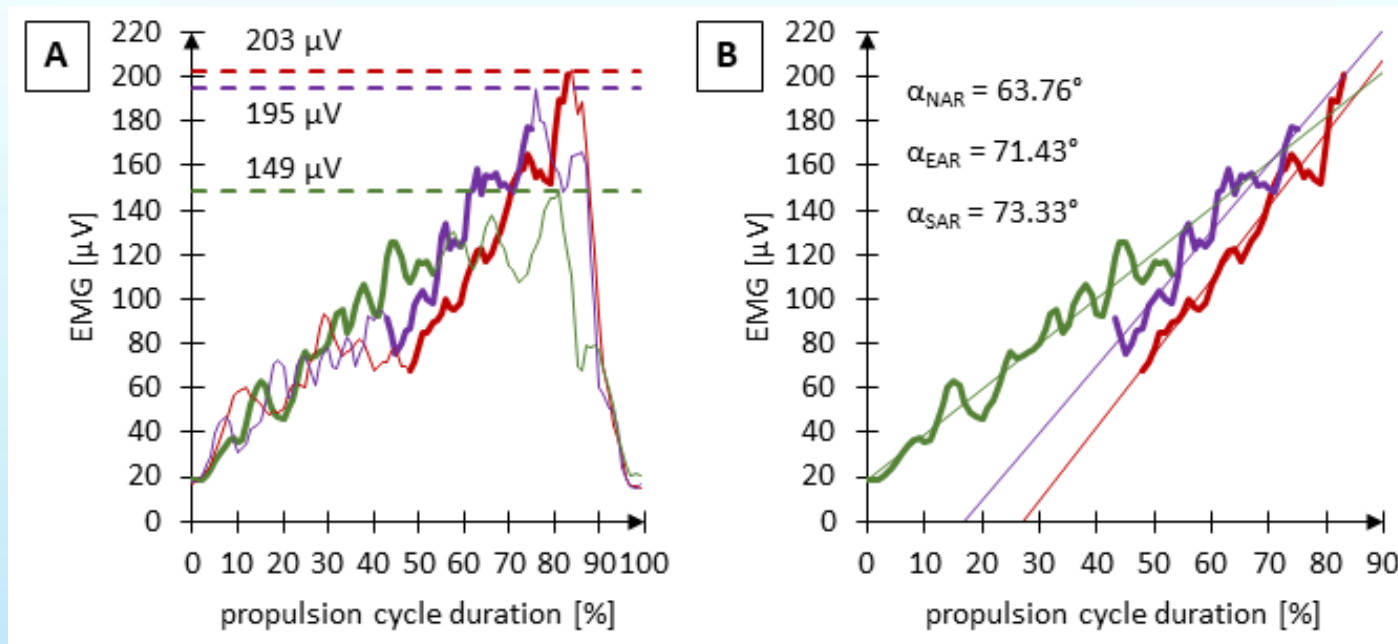
$$EMG_{norm}^{max} = \max\{EMG_{norm}(t) | t \in [0\%; 100\%]\}$$

## Wyniki PMR

- NAR (bez modułu blokady cofania): PMR ~1,8–1,9
- EAR (elastyczna rolka): PMR ~1,9–2,0
- SAR (sztywna rolka): PMR ~2,1–2,2
- Dla wariantu SAR PMR jest największy oraz jest więcej lokalnych szczytów. Sugeruje to że stosowanie rolki sztywnej powoduje gwałtowne zmiany momentu oporów toczenia wywołane krzywizną koła napędowego i nie osiowością współpracujących elementów.
- Różnice nie były istotne statystycznie ( $p > 0,05$ ), ale wskazują na możliwe różnice w płynności napędu pomiędzy SAR a EAR.

## Tempo narastania wysiłku $\alpha$

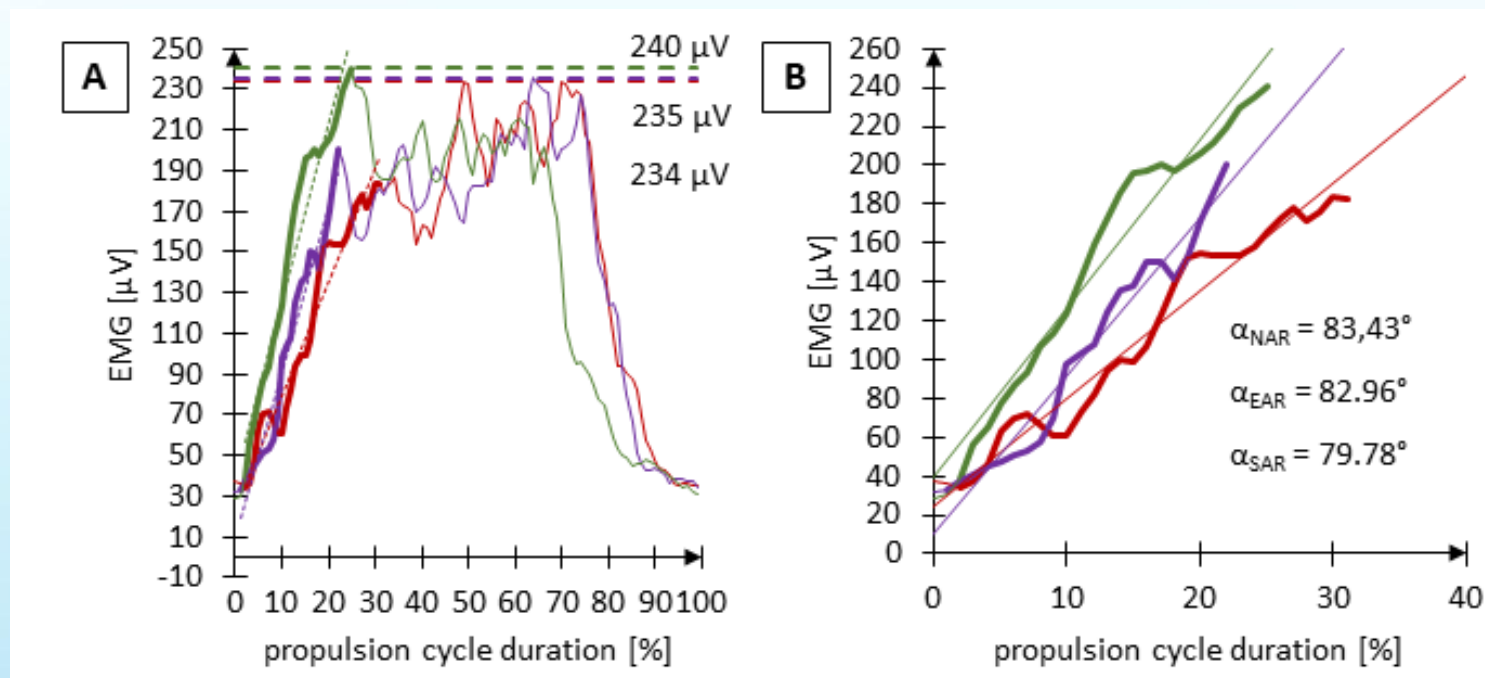
Doświadczony  
użytkownik



Wykresy przebiegu sygnału EMG mięśnia ERC w funkcji czasu trwania cyklu napędowego pacjenta M01 deklarującego zwiększenie wysiłku fizycznego podczas użycia modułu blokady cofania. Gdzie: A – wykres całego cyklu napędowego, B – fragment cyklu napędowego z narastaniem nadpęcia mięśniowego,  $\alpha$  – kąt tempa narastania napięcia mięśniowego, NAR – kolor zielony, EAR – kolor fioletowy, SAR – kolor czerwony.

## Tempo narastania wysiłku $\alpha$

Nowy  
użytkownik



Wykresy przebiegu sygnału EMG mięśnia ERC w funkcji czasu trwania cyklu napędowego pacjenta M04 deklarującego zmniejszenie wysiłku fizycznego podczas użycia modułu blokady cofania. Gdzie: A – wykres całego cyklu napędowego, B – fragment cyklu napędowego z narastaniem nadpęcia mięśniowego,  $\alpha$  – kąt tempa narastania napięcia mięśniowego, NAR – kolor zielony, EAR – kolor fioletowy, SAR – kolor czerwony.



## Subiektywne odczucie wysiłku

Oceny subiektywne (skala Likerta 1–5):

- NAR: 2,1 (niski wysiłek)
- EAR: 2,8
- SAR: 3,0 (najwyższe odczucie wysiłku)
- 75% uczestników zgłosiło, że napęd z modułami wymagał zwiększenia siły napędowej, co nie przełożyło się na istotne różnice w analizowanych parametrach biomechanicznych EMGnorm i CML.

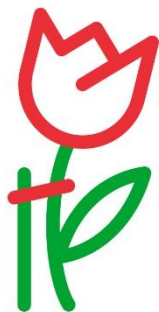


## Wyniki $t_{PC}$

- NAR (bez modułu blokady cofania):  $1,22 \pm 0,15$  s
- SAR (sztywna rolka):  $1,39 \pm 0,17$  s
- EAR (elastyczna rolka):  $1,59 \pm 0,21$  s
- Analiza statystyczna wykazała istotną różnicę pomiędzy NAR a EAR ( $p < 0,05$ )
- Interpretacja:
- Przy zastosowaniu modułów blokady cofania uczestnicy stosowali wolniejszy i bardziej kontrolowany rytm napędu,
- Elastyczna rolka (EAR) sprzyjała najdłuższemu cyklowi, z wydłużoną fazą powrotu,
- Dłuższa faza powrotu to więcej odpoczynku między pchnięciami, płynniejszy ruch i potencjalnie mniejsza kumulacja zmęczenia,
- Wyniki sugerują odmienną strategię napędu przy włączonym module blokady cofania.

## PODSUMOWANIE

- Moduł blokady cofania jest biomechanicznie neutralny – brak istotnego wzrostu EMGnorm lub CML
- Powoduje nieco więcej pchnięć ( $\sim +1$ ), ale wydłuża cykl napędowy (NAR 1,22 s  $\rightarrow$  EAR 1,59 s)  $\rightarrow$  płynniejszy i bardziej kontrolowany napęd
- PMR: sztywna rolka (SAR)  $\rightarrow$  bardziej gwałtowne aktywacje; elastyczna rolka (EAR)  $\rightarrow$  płynniejsze aktywacje
- $\alpha$  (tempo narastania sygnału EMG): wyższe w wariantach z modułem, silnie powiązane z odczuciem wysiłku ( $r = -0,893$ )  $\rightarrow$  kluczowy wskaźnik zmęczenia
- Oceny subiektywne: 75% uczestników zgłosiło wyższy wysiłek, szczególnie przy SAR
- Podsumowanie: moduł poprawia bezpieczeństwo i kontrolę na pochyłościach bez zwiększania średniego obciążenia mięśniowego; konfiguracja EAR zapewnia najlepszy kompromis między bezpieczeństwem a komfortem.



## Państwowy Fundusz Rehabilitacji Osób Niepełnosprawnych

**Badania zostały sfinansowane przez PFRON (Państwowy Fundusz Rehabilitacji Osób Niepełnosprawnych), nr grantu BEA/000068/BF/D – Moduł blokady cofania do wózków inwalidzkich — prototyp funkcjonalny, badania eksploatacyjne, upowszechnienie.**

