

# Szkoła Główna Gospodarstwa Wiejskiego w Warszawie

Instytut Medycyny Weterynaryjnej

lek. wet. Elżbieta Stefanik

# Charakterystyka aktywności mioelektrycznej wybranych mięśni szkieletowych koni

Characteristics of myoelectric activity of selected equine skeletal

muscles

Rozprawa doktorska Doctoral thesis

Rozprawa doktorska wykonana pod kierunkiem Promotora: Dr hab. Małgorzaty Domino, prof. uczelni Promotora pomocniczego: Dr n. wet. Natalii Domańskiej–Kruppa w Katedrze Chorób Dużych Zwierząt i Klinice, Instytutu Medycyny Weterynaryjnej Szkoły Głównej Gospodarstwa Wiejskiego w Warszawie

Warszawa 2025

#### Oświadczenie promotora rozprawy doktorskiej

Oświadczam, że niniejsza rozprawa została przygotowana pod moim kierunkiem i stwierdzam, że spełnia warunki do przedstawienia jej w postępowaniu o nadanie stopnia naukowego doktora.

Main Rev 

## Oświadczenie autora rozprawy doktorskiej

Świadom/a odpowiedzialności prawnej, w tym odpowiedzialności karnej za złożenie fałszywego oświadczenia, oświadczam, że niniejsza rozprawa doktorska została napisana przez mnie samodzielnie i nie zawiera treści uzyskanych w sposób niezgodny z obowiązującymi przepisami prawa, w szczególności z ustawa z dnia 4 lutego 1994 r. o prawie autorskim i prawach pokrewnych (tj. z dnia 28 października 2022 r., Dz.U. z 2022 r. poz. 2509 ze zm.)

Oświadczam, że przedstawiona rozprawa nie była wcześniej podstawą żadnej procedury związanej z uzyskaniem stopnia naukowego doktora.

Oświadczam ponadto, że niniejsza wersja rozprawy jest identyczna z załączoną wersją elektroniczna.

Przyjmuję do wiadomości, że rozprawa doktorska poddana zostanie procedurze antyplagiatowej.

Data 10.02.25.1. Czytelny podpis autora rozprawy

# Spis treści

# strony

1	Summary
1.1	Streszczenie
2	Wstęp
3	Przegląd piśmiennictwa14
3.1.	Budowa aparatu ruchu konia14
3.1.1.	Mięśnie powierzchowne dostępne do badania funkcjonalnego17
3.1.1.1.	Mięśnie głowy i szyi dostępne do badania funkcjonalnego18
3.1.1.2.	Mięśnie tułowia dostępne do badania funkcjonalnego19
3.1.1.3.	Mięśnie kończyn dostępne do badania funkcjonalnego21
3.2.	Metody badania strukturalnego i funkcjonalnego mięśni powierzchownych konia 32
3.2.1.	Badanie ultrasonograficzne wybranych mięśni szkieletowych33
3.2.1.1.	Technika badania ultrasonograficznego
3.2.1.2.	Pomiary strukturalne w badaniu ultrasonograficznym
3.2.1.3.	Zastosowanie kliniczne badania ultrasonograficznego
3.3.	Metody badania funkcjonalnego wybranych mięśni szkieletowych konia44
3.3.1.	Badanie elektromiograficzne wybranych mięśni szkieletowych 47
3.3.1.1.	Rejestracja sygnału elektromiograficznego
3.3.1.2.	Przetwarzanie sygnału elektromiograficznego
3.3.1.3.	Zastosowanie kliniczne badania elektromiograficznego
3	Hipotezy badawcze i cele pracy
4	Materiał i metody
4.1	Zwierzęta64
4.2	Schemat badania
4.2.1	Przygotowanie do badania ultrasonograficznego i elektromiograficznego67
4.2.2	Badanie ultrasonograficzne wybranych mięśni szkieletowych67
4.2.3	Badanie elektromiograficzne wybranych mięśni szkieletowych
4.2.3.1	Lokalizacja elektrod oraz miejsc pomiarowych69
4.2.3.2	Analiza sygnału elektromiograficznego79
4.2.4	Analiza statystyczna
5	Wyniki
5.1	Optymalizacja rejestracji sygnału elektromiograficznego

5.1.1	Wybór lokalizacji elektrod wzdłuż m. podobojczykowego	. 82
5.1.2	Wybór lokalizacji elektrod wzdłuż m. nadgrzebieniowego	. 83
5.1.3	Wybór lokalizacji elektrod wzdłuż m. podgrzebieniowego	. 85
5.1.4	Wybór lokalizacji elektrod wzdłuż m. naramiennego	. 87
5.1.5	Wybór lokalizacji elektrod wzdłuż m. trójgłowego ramienia	. 89
5.1.6	Wybór lokalizacji elektrod wzdłuż m. dwugłowego ramienia	. 91
5.1.7	Wybór lokalizacji elektrod wzdłuż m. prostownika promieniowego nadgarstka	. 93
5.1.8	Wybór lokalizacji elektrod wzdłuż m. prostownika wspólnego palców	. 94
5.1.9	Wybór lokalizacji elektrod wzdłuż m. prostownika bocznego palców	. 96
5.1.10	Wybór lokalizacji elektrod wzdłuż m. prostownika łokciowego nadgarstka	. 98
5.1.11	Wybór lokalizacji elektrod wzdłuż m. zginacza łokciowego nadgarstka	. 99
5.1.12	Wybór lokalizacji elektrod wzdłuż m. piszczelowego doczaszkowego	101
5.1.13	Wybór lokalizacji elektrod wzdłuż m. prostownika długiego palców	103
5.1.14	Wybór lokalizacji elektrod wzdłuż m. dwugłowego uda	104
5.1.15	Wybór lokalizacji elektrod wzdłuż m. czworogłowego uda	107
5.1.16	Wybór lokalizacji elektrod wzdłuż m. napinacza powięzi szerokiej	110
5.1.17	Wybór lokalizacji elektrod wzdłuż mm. pośladkowych	111
5.1.18	Wybór lokalizacji elektrod wzdłuż m. półścięgnistego	114
5.1.19	Wybór lokalizacji elektrod wzdłuż m. półbłoniastego	117
5.2	Charakterystyka sygnału elektromiograficznego w stępie, kłusie i galopie	119
6	Dyskusja	129
6.1	Ujednolicenie standardów badania elektromiograficznego koni	130
6.2	Rejestracja sygnału elektromiograficznego wybranych mięśni szkieletowych	132
6.2.1	Rejestracja sygnału elektromiograficznego m. podgrzebieniowego	133
6.2.2	Rejestracja sygnału elektromiograficznego m. naramiennego	134
6.2.3	Rejestracja sygnału elektromiograficznego m. trójgłowego ramienia	135
6.2.4	Rejestracja sygnału elektromiograficznego m. prostownika promieniowego nadga 135	rstka
6.2.5	Rejestracja sygnału elektromiograficznego m. prostownika wspólnego palców	136
6.2.6	Rejestracja sygnału elektromiograficznego m. prostownika bocznego palców	136
6.2.7	Rejestracja sygnału elektromiograficznego m. zginacza łokciowego nadgarstka 1	137
6.2.8	Rejestracja sygnału elektromiograficznego m. piszczelowego doczaszkowego 1	137
6.2.9	Rejestracja sygnału elektromiograficznego m. prostownika długiego palców	138

6.2.10	Rejestracja sygnału elektromiograficznego m. dwugłowego uda138
6.2.11	Rejestracja sygnału elektromiograficznego m. czworogłowego uda139
6.2.12	Rejestracja sygnału elektromiograficznego m. napinacza powięzi szerokiej 139
6.2.13	Rejestracja sygnału elektromiograficznego mm. pośladkowych 140
6.2.14	Rejestracja sygnału elektromiograficznego m. półścięgnistego 140
6.2.15	Rejestracja sygnału elektromiograficznego z pozostałych badanych mięśni 141
6.3	Lokalizacja elektrod wzdłuż przebiegu wybranych mięśni szkieletowych141
6.3.1	Lokalizacja elektrod wzdłuż przebiegu m. podgrzebieniowego 142
6.3.2	Lokalizacja elektrod wzdłuż przebiegu m. naramiennego 142
6.3.3	Lokalizacja elektrod wzdłuż przebiegu m. trójgłowego ramienia 143
6.3.4	Lokalizacja elektrod wzdłuż przebiegu m. prostownika promieniowego nadgarstka144
6.3.5	Lokalizacja elektrod wzdłuż przebiegu m. prostownika wspólnego palców 144
6.3.6	Lokalizacja elektrod wzdłuż przebiegu m. prostownika bocznego palców 144
6.3.7	Lokalizacja elektrod wzdłuż przebiegu m. zginacza łokciowego nadgarstka 145
6.3.8	Lokalizacja elektrod wzdłuż przebiegu m. piszczelowego doczaszkowego145
6.3.9	Lokalizacja elektrod wzdłuż przebiegu m. prostownika długiego palców 145
6.3.10	Lokalizacja elektrod wzdłuż przebiegu m. dwugłowego uda 146
6.3.11	Lokalizacja elektrod wzdłuż przebiegu m. czworogłowego uda 146
6.3.12	Lokalizacja elektrod wzdłuż przebiegu m. napinacza powięzi szerokiej 147
6.3.13	Lokalizacja elektrod wzdłuż przebiegu mm. pośladkowych147
6.3.14	Lokalizacja elektrod wzdłuż przebiegu m. półścięgnistego148
6.3.15	Lokalizacja elektrod wzdłuż przebiegu pozostałych badanych mięśni148
6.4	Cechy sygnału elektromiograficznego wybranych mięśni szkieletowych149
6.4.1	Cechy sygnału elektromiograficznego m. podgrzebieniowego
6.4.2	Cechy sygnału elektromiograficznego m. naramiennego150
6.4.3	Cechy sygnału elektromiograficznego m. trójgłowego ramienia
6.4.4	Cechy sygnału elektromiograficznego m. prostownika promieniowego nadgarstka152
6.4.5	Cechy sygnału elektromiograficznego m. prostownika wspólnego palców 152
6.4.6	Cechy sygnału elektromiograficznego m. prostownika bocznego palców 153
6.4.7	Cechy sygnału elektromiograficznego m. zginacza łokciowego nadgarstka153
6.4.8	Cechy sygnału elektromiograficznego m. piszczelowego doczaszkowego
6.4.9	Cechy sygnału elektromiograficznego m. prostownika długiego palców 154
6.4.10	Cechy sygnału elektromiograficznego m. dwugłowego uda

6.4.11	Cechy sygnału elektromiograficznego m. czworogłowego uda 155
6.4.12	Cechy sygnału elektromiograficznego m. napinacza powięzi szerokiej 156
6.4.13	Cechy sygnału elektromiograficznego mm. pośladkowych156
6.4.14	Cechy sygnału elektromiograficznego m. półścięgnistego 157
6.4.15	Cechy sygnału elektromiograficznego pozostałych badanych mięśni158
6.5	Przydatność kliniczna badania elektromiograficznego koni158
6.5.1	Przydatność kliniczna badań elektromiograficznych wybranych mięśni kończyn. 159
6.5.2	Przydatność kliniczna badań elektromiograficznych mięśni grzbietu164
6.5.3	Ograniczenia dotychczasowych protokołów badań i dalsze kierunki rozwoju 165
6.6	Podsumowanie
7	Wnioski
8	Wykaz skrótów173
9	Literatura

# 1 Summary

Surface electromyography (sEMG) is a non-invasive technique that uses surface electrodes attached to the skin over selected muscles or muscle groups. The non-invasiveness and ease of measurement mean that sEMG can be used to monitor the daily work of horses, orthopedic diagnostics, kinesiology, rehabilitation, and training optimization. sEMG has also been used in neurological diagnostics, including differential diagnosis and monitoring of neurological diseases like shivers, stringalt, and equine grass sickness. In human medicine, cooperation between international research centers has allowed the development of reference guidelines for sEMG examination, including protocols describing the electrode placement method and recommendations for processing and analysis of the obtained signal. In veterinary medicine, such guidelines for electrode placement are lacking and guidelines for signal processing and analysis are under research, which makes it difficult to compare the obtained results.

The study aimed to demonstrate the variability of sEMG signal features dependent on the location of electrodes along the surface of the examined muscles, to determine the optimal location of surface electrodes for recording the sEMG signal of selected horse skeletal muscles, to determine the variability of sEMG signal features dependent on the horses' gait and characteristic for selected skeletal muscles. The study assumed the following research hypotheses: 1) the features of the sEMG signal of individual skeletal muscles of the horse differ depending on the location of surface electrodes along the course of the examined muscle; 2) the analysis of the features of the sEMG signal – representing the absolute value, purity and variability of the signal – and the structural features at the signal recording site – representing the optimal location of surface electrodes for sEMG recording; 3) the features of the sEMG signal recorded in the optimal location differ depending on the horse's gait.

The study was conducted on 8 Konik Polski horses aged 6 to 12 years. Nineteen selected superficial muscles were examined: subclavius, supraspinatus, infraspinatus, deltoid, triceps brachii, biceps brachii, extensor carpi radialis, extensor digitorum communis, extensor digitorum lateralis, extensor carpi ulnaris, flexor carpi ulnaris, tibialis cranialis, extensor digitorum longus, biceps femoris, quadriceps femoris, tensor fascia latae, glutei muscles, semitendinosus, and semimembranosus. The study included ultrasound examinations of the muscle thickness (MT) and subcutaneous fat plus skin thickness (SF–Skin) at the electrode

location and recording the sEMG signal of selected muscles at the following gaits: walk, trot, and canter. The raw signal was filtered using 40–450 Hz bandpass filtering and ten activity bursts were annotated for each individual signal. From the filtered signal, the following features of the sEMG signal were extracted for each activity bursts: amplitude, root mean square (RMS), duration, integrated electromyography (iEMG), signal to noise ratio (SNR) and median frequency (MF). The obtained data were subjected to statistical analysis.

The sEMG signal recorded along the course of the examined muscles shows variability dependent on the location of the surface electrodes. Based on the analysis of amplitude, RMS and SNR as well as MT and SF–Skin, the optimal location of surface electrodes was determined in the following areas: at the proximal part of the muscle belly for the triceps brachii and biceps brachii, at the middle of the belly for the subclavius muscle, supraspinatus, infraspinatus, extensor carpi radialis, extensor digitorum communis, extensor digitorum lateralis, tibialis cranial, tensor fasciae latae, and semimembranosus, as well as at the proximal part of the muscle belly for the deltoid, extensor carpi ulnaris, flexor carpi ulnaris, extensor digitorum longus, biceps femoris, quadriceps femoris, glutei muscles, and semitendinosus.

Analysis of the amplitude, RMS, duration, iEMG, MF and SNR of the sEMG signal recorded at the optimal electrode location revealed the variability of the signal features associated with the change in the horse's gait. Within the studied muscles, the transition to a higher gait was associated with an increase in the amplitude and variability of the signal, an increase in iEMG and a decrease in the duration of a single burst. The signal of the infraspinatus, deltoid, triceps brachii, biceps brachii, extensor carpi radialis, extensor digitorum communis, extensor digitorum longus, quadriceps femoris, tensor fascia latae, glutei muscles, semitendinosus, and semimembranosus recorded at a walk was characterized by greater purity than the signal recorded at a trot and/or canter.

The presented dissertation is a continuation of the international work of other research teams conducted on the development of guidelines for sEMG examination in horses based on the guidelines compiled in the protocols applicable in human medicine.

Keywords: myoelectric activity, surface electromyography, sEMG, horse

# 1.1 Streszczenie

Elektromiografia powierzchniowa (sEMG) jest badaniem nieinwazyjnym wykorzystującym elektrody powierzchniowe przyklejane do skóry pokrywającej wybrane mięśnie lub grupy mięśni. Nieinwazyjność i łatwość przeprowadzenia pomiaru sprawiają, że badanie sEMG może być wykorzystywane do monitorowania codziennej pracy koni, diagnostyki ortopedycznej, kinezjologii, rehabilitacji i optymalizacji treningu. Badanie sEMG znalazło również zastosowanie w diagnostyce neurologicznej w tym w diagnostyce różnicowej i przebiegu postępu i leczenia chorób o podłożu neurologicznym, m.in. zaburzeń chodu charakteryzujących się niesymetryczną hipermetrią kończyn miednicznych, chodu koguciego i choroby pastwiskowej koni. W medycynie ludzkiej dzięki współpracy międzynarodowych ośrodków badawczych opracowano referencyjną metodykę badań sEMG, która obejmuje ujednolicone protokołów badań w tym sposobu rozmieszczenia elektrod oraz przetwarzania i analizy sygnału sEMG. W medycynie weterynaryjnej brakuje standardowych wytycznych dla rozmieszczenia elektrod, a protokoły przetwarzania i analizy sygnału sEMG są nadal przedmiotem badań, co utrudnia porównanie uzyskanych wyników.

Celem pracy było wykazanie zmienności cech sygnału sEMG zależnych od lokalizacji elektrod powierzchniowych wzdłuż przebiegu badanych mięśni, wyznaczenie optymalnej lokalizacji elektrod powierzchniowych dla rejestracji sygnału sEMG wybranych mięśni szkieletowych konia, określenie zmienności cech sygnału sEMG zależnych od chodu konia i charakterystycznych dla wybranych mięśni szkieletowych. Przeprowadzone badania zakładały następujące hipotezy badawcze: cechy sygnału sEMG poszczególnych mięśni szkieletowych konia różnią się w zależności od lokalizacji elektrod powierzchniowych wzdłuż przebiegu badanego mięśnia, analiza cech sygnału sEMG – reprezentujących wartość bezwzględną, czystość i zmienność sygnału – oraz cech strukturalnych w miejscu rejestracji sygnału – reprezentujących grubość badanego mięśnia i ośrodka przewodzącego sygnał pozwala na wyznaczenie optymalnej lokalizacji elektrod powierzchniowych dla rejestracji sEMG, cechy sygnału sEMG rejestrowane w optymalnej lokalizacji różnią się w zależności od chodu konia.

Badania przeprowadzono na 8 koniach rasy konik polski w wieku od 6 do 12 lat. Badaniu poddano dziewiętnaście wybranych powierzchownych mięśni szkieletowych – m. podobojczykowy, m. nadgrzebieniowy, m. podgrzebieniowy, m. naramienny, m. trójgłowy ramienia, m. dwugłowy ramienia, m. prostownik promieniowy nadgarstka, m. prostownik wspólny palców, m. prostownik boczny palców, m. prostownika łokciowy nadgarstka, m. zginacz łokciowy nadgarstka, m. piszczelowy doczaszkowy, m. prostownik długi palców, m. dwugłowy uda, m. czworogłowy uda, m. napinacz powięzi szerokiej, mm. pośladkowe, m. półścięgnisty oraz m. półbłoniasty. Badania uwzględniały pomiar ultrasonograficzny grubości mięśnia (MT) i grubości skóry i warstwy podskórnego (SF–Skin) w miejscu lokalizacji elektrod oraz rejestrację sygnału sEMG wybranych mięśni w stępie, kłusie i galopie. Sygnał surowy filtrowano filtrem środkowoprzepustowym (40–450 Hz), a następie anotawano dziesięć pęczków aktywności. Dla każdego pęczka aktywności zwracano następujące cechy sygnału sEMG: amplitudę, siłę sygnału (RMS), czas trwania pęczka aktywności, zintegrowaną aktywność EMG (iEMG), stosunek sygnału do szumu (SNR) i medianę częstotliwości (MF). Uzyskane dane poddano analizie statystycznej.

Sygnał sEMG rejestrowany wzdłuż przebiegu badanych mięśni wykazywał zmienność zależna od lokalizacji elektrod powierzchniowych. Na podstawie analizy amplitudy, RMS i SNR oraz MT i SF-Skin wyznaczono optymalną lokalizację elektrod powierzchniowych w okolicy: części bliższej brzuśca m. trójgłowego ramienia i m. dwugłowego ramienia; środka podgrzebieniowego, brzuśca m. podobojczykowego, m. nadgrzebieniowego, m. m. prostownika promieniowego nadgarstka, prostownika wspólnego palców, m. m. prostownika bocznego palców, m. piszczelowego doczaszkowego, m. napinacza powięzi szerokiej i m. półbłoniastego oraz części dalszej brzuśca m. naramiennego, m. prostownika łokciowego nadgarstka, m. zginacza łokciowego nadgarstka, m. prostownika długiego palców, m. dwugłowego uda, m. czworogłowego uda, mm. pośladkowych oraz m. półściegnistego. Analiza amplitudy, RMS, czasu trwania, iEMG, MF i SNR sygnału sEMG rejestrowanego w optymalnej lokalizacji elektrod uwidoczniła zmienność cech sygnału związaną ze zmianą chodu konia. W obrębie badanych mięśni przejście do wyższego chodu wiązało się ze wzrostem amplitudy, RMS i iEMG oraz spadkiem czasu trwania pęczka aktywności. Sygnał m. podgrzebieniowego, m. naramiennego, m. trójgłowego ramienia, m. dwugłowego ramienia, prostownika promieniowego nadgarstka, m. prostownika wspólnego m. palców, m. prostownika długiego palców, m. czworogłowego uda, m. napinacza powięzi szerokiej, mm. pośladkowych, m. półściegnistego i m. półbłoniastego rejestrowany w stępie cechowała większa czystość sygnału niż sygnał rejestrowany w kłusie i/lub galopie.

Przedstawiona dysertacja stanowi kontynuację międzynarodowych prac innych zespołów badawczych prowadzonych nad opracowaniem wytycznych referencyjnej metodyki badania sEMG koni na wzór wytycznych obowiązujących w medycynie ludzkiej. Słowa kluczowe: aktywność mioelektryczna, elektromiografia powierzchniowa, sEMG, koń

# 2 Wstęp

Problemy ortopedyczne stanowia jeden z najczęściej występujących grup chorób u koni (Jacobs et al., 2022), stąd bardzo duże zapotrzebowanie na rozwój technik monitorowania funkcji aparatu ruchu. Jedna z dostępnych technik jest badanie elektromiograficzne (ang. electromyography, EMG), które znalazło szerokie zastosowanie w ocenie biomechaniki ruchu, biomechaniki sportu, rehabilitacji, podstaw treningu oraz zaburzeń neuromotorycznych u ludzi (Allami Sanjani et al., 2023a; Sun et al., 2022a). Technika ta zyskała dużą popularność również w medycynie sportowej, ortopedii i neurologii koni (Huntington et al., 1991; Valentin & Zsoldos, 2016; Wijnberg et al., 2009; Zaneb et al., 2009; Zsoldos et al., 2010). W medycynie ludzkiej, dzięki współpracy specjalistycznych ośrodków badawczych opracowano referencyjną metodologie badań EMG, która obejmuje ujednolicone protokoły Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles (SENIAM) (Hermens et al., n.d.), International Society of Electromyography and Kinesiology Guidelines (ISEK) ("Standards for Reporting EMG Data," 2015) oraz Consensus for Experimental Design in Electromyography (CEDE) (Besomi et al., 2019). Jednolite protokoły badań opisują sposób rozmieszczenia elektrod jak i zalecenia dotyczące przetwarzania i analizy uzyskanego sygnału. Jednak w medycynie weterynaryjnej brakuje standardowych metod rozmieszczenia elektrod oraz wytycznych dla rejestrowania, przetwarzania i analizy sygnału EMG, co utrudnia porównanie uzyskanych wyników. Na sygnał EMG wpływają: wielkość i rozmieszczenie elektrod względem siebie oraz badanego mięśnia, rodzaj skurczu mięśnia podczas wykonywania badanego ruchu, architektura włókien mięśniowych, grubość skóry i tkanki podskórnej oraz sposób przygotowania skóry (Farina & Rainoldi, 1999). Protokół badania ludzi uwzględnia precyzyjna lokalizację elektrod wzdłuż przebiegu włókien mięśniowych, pomiędzy przyczepem końcowym i początkowym w połowie długości brzuśca. Jednak u koni, ze względu na dużą powierzchnię i grubość niektórych mięśni, analogiczna lokalizacja elektrod jest utrudniona. Ponadto u koni należy uwzględnić wpływ okrywy włosowej oraz brak możliwości pomiarów izometrycznych wykonywanych na prośbę badającego (Valentin & Zsoldos, 2016). Uzyskanie wiarygodnych pomiarów aktywności poszczególnych mięśni szkieletowych ma fundamentalne znaczenie dla postępu badań w dziedzinach rehabilitacji i medycyny sportowej koni (Cathcart et al., 2024). Z tego względu niniejsza rozprawa opisuje charakterystykę aktywności mioelektrycznej wybranych mięśni szkieletowych koni z uwzględnieniem optymalnej lokalizacji elektrod w odniesieniu do wielkości mieśnia oraz grubości skóry i tkanki podskórnej, co zapoczątkuje proces międzynarodowej standaryzacji protokołu badania EMG u koni.

#### **3** Przegląd piśmiennictwa

#### 3.1. Budowa aparatu ruchu konia

Aparat ruchu konia składa się z kości i ich połączeń wraz z mięśniami szkieletowymi oraz ich narządami pomocniczymi takimi jak powięzi, kaletki maziowe i pochewki maziowe (Krysiak et al., 2011). Omawiane mięśnie (łac. musculi; mm.) mogą współpracować w grupach, wykazując działanie synergistyczne lub antagonistyczne, lub pełnić określoną funkcję samodzielnie jako pojedynczy mięsień (łac. musculus; m.) (Krysiak et al., 2011). Mm. synergistyczne wspierają wykonywanie tego samego ruchu W stawie, a mm. antagonistyczne odpowiadają za przeciwstawne ruchy w obrebie tego samego stawu. Stąd podział mięśni ze względu na funkcję uwzględnia: mm. zginacze i prostowniki, mm. przywodziciele i odwodziciele, mm. nawracacze i odwracacze, mm. cofacze, i wysuwacze, mm. rozszerzający i zwieracz, mm. obniżające i dźwigacze oraz samodzielnie działające mm. napinacze i mm. okrężne (Krysiak et al., 2011; Milart, 2002).

Niezależnie od pełnionej funkcji brzusiec mięśnia zwęża się do ścięgna łączącego brzusiec z kością (Pilliner et al., 2002). Brzuśce mięśni różnią się pod względem kształtu i rozmiaru i mogą przyjmować kształt od szerokich i płaskich, jak w przypadku m. najszerszego grzbietu, do długich i pasmowatych, jak w przypadku m. ramienno– głowowego (Krysiak et al., 2011). Skurcz mięśnia powoduje skrócenie jego długości, przeniesienie siły skurczu na odpowiednie kości za pośrednictwem przyczepów bliższych i dalszych, i zmianę położenia odpowiednich części ciała względem siebie i otoczenia (Pilliner et al., 2002).

Mm. szkieletowe można również podzielić ze względu na lokalizację względem okolicy ciała, na mm. skórne, mm. głowy i szyi, mm. tułowia i mm. kończyn (Krysiak et al., 2011), oraz ze względu na lokalizację względem powierzchni skóry, na mm. powierzchowne i mm. głębokie (Ashdown & Stanley, 2012). Mm. powierzchowne, zestawione w tabeli 1, znajdują się pod powłoką wspólną bezpośrednio pod mm. skórnymi. Natomiast mm. głębokie, zestawione w tabeli 2, występują jako druga warstwa mięśni przykryta przez odpowiednie mm. powierzchowne (Krysiak et al., 2011). Mm. skórne są odpowiedzialne za ruchy skóry. Z jednej strony zespolone są ze skórą, z drugiej zaś z powięzią powierzchowną lub okolicznymi kośćmi (Krysiak et al., 2011). U zwierząt czworonożnych mm. skórne znajdują się zazwyczaj w okolicach ciała niedostępnych do drapania (van Iwaarden et al., 2012). W przypadku koni są to okolice głowy, szyi, klatki piersiowej, brzucha i grzbietu (König & Liebich, n.d.; Milart, 2002).

mm. głowy i szyi	mm. tułowia	mm. kończyny piersiowej	mm. kończyny miednicznej
m boczny nosa	m czworoboczny	m dwugłowy ramienia	m brzuchaty łydki
m bródkowy	m łopatkowo-	m nadłonatkowy	m dwugłowy uda
III. DIOGKOW y	poprzeczny	III. Indefopation y	m. dwuglowy uda
m. czołowo-tarczkowy	m. najszerszy grzbietu	m. naramienny	m. napinacz powięzi szerokiej
m. dźwigacz nosowo-	m. piersiowy wstępujący	m. podłopatkowy	m. obszerny boczny
wargowy			(głowa m.
			czworogłowego uda)
m. dźwigacz wargi górnej	m. piersiowy poprzeczny	m. prostownik boczny	m. piszczelowy
		palców	doczaszkowy
m. jarzmowy	m. piersiowy zstępujący	m. prostownik łokciowy nadgarstka	m. płaszczkowaty
m. kłowy	m. podobojczykowy	m. prostownik	m. pośladkowy
		promieniowy	powierzchowny
		nadgarstka	
m. marszczący brwi	m. równoległoboczny głowy	m. prostownik wspólny palców	m. pośladkowy średni
m. międzytarczkowy	m. równoległoboczny klatki piersiowej	m. trójgłowy ramienia	m. półbłoniasty
m. mostkowo–żuchwowy	m. równoległoboczny	m. zginacz	m. półścięgnisty
-	szyi	powierzchowny palców	
m. obniżający wargę dolną	m. skośny zewnętrzny	m. zginacz	m. prostownik boczny
	brzucha	promieniowy	palców
		nadgarstka	1
m. obojczykowo–	m. skośny zewnętrzny	C	m. prostownik długi
poprzeczny	brzucha		palców
m. okreżny oka	m. zebaty dobrzuszny		m. prosty uda (głowa
	szvi i klatki piersiowei		m. czworogłowego uda)
m. okreżny ust	m. zebaty dogrzbietowy		
	doogonowy		
m płatowaty głowy	mm miedzyżebrowe		
m. płatowaty szvi	······ ···· ···· ···· ···· ···· ·······		
m. policzkowy			
m. przyuszniczo–			
małżowinowy			
m. ramienno–głowowy			
m. rozszerzacz nozdrzy			
wierzchołkowy			
m siekaczowi górny i			
dolny			
m. szvino–małżowinowy			
powierzchowny			
m. tarczkowo–			
małżowinowy			
m. zebaty dobrzuszny szvi			
m. zebaty dobrzuszny szvi			
m. żwacz			

Tabela 1. Mięśnie powierzchowne konia podzielone ze względu na lokalizację względem okolicy ciała (König & Liebich, n.d.; Krysiak et al., 2011; Popesko, 1961a, 1961b, 1990).

\_

m. – mięsień; mm. – mięśnie.

Tabela 2. Mięśnie głębokie konia po	dzielone ze względu na lokalizację względem okolicy ciała
(König & Liebich, n.d.; Krysiak et al	., 2011; Popesko, 1961b, 1961a, 1990).

mm. głowy i szyi	mm. tułowia	mm. kończyny piersiowej	mm. kończyny miednicznej
m. długi szyi	m. biodrowo-żebrowy	m. kruczo–ramienny	m. biodrowy
m. dwubrzuścowy	m. cofacz żebra	m. międzykostny	m. brzuchaty
m. skrzydłowy boczny	m. kolcowy	m. obły mniejszy	m. czworoboczny lędźwi
m. skrzydłowy	m. najdłuższy	m. obły większy	m. gruszkowaty
przyśrodkowy			
	m. poprzeczno-kolcowy	m. odwodziciel długi palca I	m. grzebieniowy
	m. poprzeczny klatki piersiowej	m. podłopatkowy	m. krawiecki
	m. półkolcowy	m. stawowy ramienia	m. lędźwiowy mniejszy
	m. prosty brzucha	m. zginacz głęboki palców	m. lędźwiowy większy
	m. prosty klatki	m. zginacz łokciowy	m. najdłuższy uda
	piersiowej	nadgarstka	
	m. skośny wewnętrzny		m. obszerny pośredni (głowa
	brzucha		m. czworogłowego uda)
	mm. dźwigacze żeber		m. obszerny pośrodkowy
			(głowa m. czworogłowego uda)
	mm. międzykolcowe		m. podkolanowy
	mm. międzypoprzeczne		m. pośladkowy głęboki
	mm. międzyżebrowe		m. przywodziciel
	wewnętrzne		m. smukły
	mm. międzyżebrowe		m. strzałkowy trzeci
	zewnętrzne		
	mm. wielodzielne		m. zasłaniacz wewnętrzny
	przepona		
			m. zasłaniacz zewnętrzny
			m. zginacz powierzchowny
			palców
			mm. bliźniacze

m. – mięsień; mm. – mięśnie.

Jednym z najbardziej rozpoznawalnych mm. skórnych jest m. skórny tułowia, który jest odpowiedzialny za odruchowy ruch skóry w odpowiedzi na drażniący bodziec, np. muchy lądujące na powierzchni skóry (van Iwaarden et al., 2012). W klinicznym badaniu neurologicznym odruch ten, a zarazem funkcja m. skórnego tułowia, są oceniane podczas lokalizacji odcinka kręgosłupa z którego pochodzą objawy kliniczne dysfunkcji (Paushter et al., 2020). Mm. skórne ściśle przylegają do skóry i zwykle są usuwane wraz ze skórą podczas sekcji zwłok (van Iwaarden et al., 2012). Ze względu na ich niewielką grubość, wynoszącą od 5 mm do 27 mm dla najlepiej rozwiniętego m. skórnego tułowia (van Iwaarden et al., 2012), mm. skórne nie zostały ujęte w niniejszej pracy.

#### 3.1.1. Mięśnie powierzchowne dostępne do badania funkcjonalnego

Spośród mm. powierzchownych i głębokich konia, wymienionych w tabelach 1 i 2, 34 mięśnie są dostępne do elektromiograficznego badania funkcjonalnego (Williams, 2018). Mięśnie te zilustrowano na rycinie 1 i scharakteryzowano w kolejnych podrozdziałach w odniesieniu do odpowiednich okolic ciała.



Rycina 1. Wybrane mięśnie powierzchowne i głębokie konia dostępne do badania funkcjonalnego metodą elektromiografii powierzchniowej. 1 – m. skroniowy, 2 – m. żwacz, 3 – m. płatowaty szyi, 4 – m. mostkowo-żuchwowy, 5 – m. ramienno-głowowy, 6 – m. czworoboczny, część szyjna, 7 – m. czworoboczny, część piersiowa, 8 – m. najdłuższy, część piersiowa, 9 – m. najdłuższy, część lędźwiowa, 10 – m. najszerszy grzbietu, 11 – m. skośny zewnętrzny brzucha, 12 – m. prosty brzucha, 13 – m. piersiowy zstępujący, 14 – m. piersiowy poprzeczny, 15 – m. podobojczykowy, 16 – m. nadgrzebieniowy, 17 – m. podgrzebieniowy, 18 – m. naramienny, 19 – m. trójgłowy ramienia, 20 – m. dwugłowy ramienia, 21 – m. prostownik boczny palców, 24 – m. prostownik łokciowy nadgarstka, 25 – m. zginacz łokciowy nadgarstka, 26 – m. piszczelowy doczaszkowy, 27 – m. prostownik długi palców, 28 – m. dwugłowy uda, 29 – m. czworogłowy uda, 30 – m. napinacz powięzi szerokiej, 31 – m. pośladkowy powierzchowny, 32 – m. pośladkowy średni, 33 – m. półścięgnisty, 34 – m. półbłoniasty.

## 3.1.1.1. Mięśnie głowy i szyi dostępne do badania funkcjonalnego

Spośród 34 mięśni dostępnych do badania funkcjonalnego, 5 następujących mięśni jest zlokalizowanych w okolicy głowy i szyi.

M. skroniowy (łac. *m. temporalis*) wypełnia dół skroniowy czaszki. Jego przyczep początkowy ma miejsce na krawędzi dołu skroniowego, kresy skroniowej, a przyczep końcowy na wyrostku dziobiastym żuchwy (König & Liebich, n.d.). M. skroniowy jest łatwo dostrzegalny pod powierzchnią skóry, a jego funkcją jest unoszenie żuchwy (Peffers, 2016).

M. żwacz (łac. *m. masseter*) jest mięśniem wielopierzastym należącym do mm. żuciowych (König & Liebich, n.d.). Jego przyczep bliższy sięga dobrzusznej krawędzi łuku jarzmowego i grzebienia twarzowego, a dalszy dochodzi do bocznej gałęzi żuchwy. Ich obustronny skurcz powoduje obniżenie żuchwy, natomiast skurcz jednostronny powoduje przesunięcie żuchwy w stronę kurczącego się mięśnia (Pusey et al., 2011).

M. płatowaty szyi (łac. *m. splenius cervicis*) wraz z m. płatowatym głowy (łac. *m. splenius capitis*) tworzą m. płatowaty (łac. *m. splenius*). Mięsień ten, o płaskim kształcie, należy do mm. nadosiowych szyi (Krysiak et al., 2011) i rozpościera się od okolicy kłębu i powrózka karkowego do kości potylicznej i wyrostków poprzecznych kręgów szyjnych. M. płatowaty jest częściowo przykryty przez m. ramienno–głowowy i m. czworoboczny. Jego funkcją przy obustronnym skurczu, jest prostowanie głowy i unoszenie szyi, a przy jednostronnym skurczu skręcanie głowy i szyi w stronę kurczącego się mięśnia (Wyche, 2022). M płatowaty pełni ważną funkcję biomechanicznie w pracy szyi podczas galopu i utrzymaniu równowagi podczas skoku (Takahashi et al., 2020).

M. mostkowo–żuchwowy (łac. *m. sternomandibularis*) tworzy swoją dolną krawędzią dolną krawędź szyi, natomiast górną krawędzią wyznacza dolną granice rynienki jarzmowej (Krysiak et al., 2011). Jego ścięgno wraz z tylnym brzegiem żuchwy i żyłą językowo–twarzową wyznaczają trójkąt Viborga, który wyznacza okolicę bezpiecznego dostępu do worków powietrznych (Muñoz et al., 2008). Jego przyczep bliższy sięga rękojeści mostka oraz pierwszego żebra, (Krysiak et al., 2011) natomiast przyczep dalszy sięga tylnej krawędzi kąta żuchwy (Krysiak et al., 2011). Jego funkcją jest wspomaganie otwierania jamy ustnej, a także obniżanie głowy i szyi (Krysiak et al., 2011).

M. ramienno–głowowy (łac. *m. brachiocephalicus*) jest mięśniem o kształcie szerokiej taśmy (Krysiak et al., 2011). Tworzą go dwa mięśnie określane jako m. obojczykowo–ramienny (łac. *m. cleidobrachialis*) i m. obojczykowo–szyjny (łac. *m. cleidocephalicus*), mające osobne przyczepy początkowe i wspólny końcowy. Pierwszy z nich jest krótszy i przebiega od smugi

obojczykowej do grzebienia kości ramiennej. Drugi z nich jest bardziej rozbudowany i składa się z dwóch części – części potylicznej, z przyczepem początkowym na kości potylicznej, i części sutkowej z przyczepem początkowym na wyrostku sutkowatym kości skroniowej (König & Liebich, n.d.; Krysiak et al., 2011). Krawędź dolna mięśnia ramienno–głowowego stanowi górną granicę rynienki jarzmowej. Przyczep końcowy m. ramienno–głowowego jest zlokalizowany na guzowatości naramiennej i grzebieniu kości ramiennej. Jego funkcją jest opuszczanie głowy i zginanie szyi (Krysiak et al., 2011). Ponadto mięsień ten przy ustalonej szyi prostuje staw ramienny i wysuwa kończynę piersiową do przodu (Pilliner et al., 2002).

### 3.1.1.2. Mięśnie tułowia dostępne do badania funkcjonalnego

Spośród 34 mięśni dostępnych do badania funkcjonalnego, 9 następujących mięśni jest zlokalizowanych w okolicy tułowia.

M. czworoboczny (łac. *m. trapezius*) ma kształt szerokiego i płaskiego trójkąta, którego podstawa łączy się z mięśniem przeciwnej strony w szwie ścięgnistym na wysokości okolicy karku i kłębu. Mięsień ten zespala łopatkę z tułowiem (Krysiak et al., 2011). Wyróżnia się w nim dwie części oddzielone są wstawką ścięgnista – część szyjną i część piersiową. Jego główną funkcją przy obustronnym skurczu jest ustalanie łopatki, a podczas ruchu wysuwanie łopatki do tyłu, w przypadku części piersiowej, lub do przodu, w przypadku części szyjnej (König & Liebich, n.d.).

M. najdłuższy (łac. *m. longissimus*) z topograficznego punktu widzenia należy do głębokiej warstwy mięśni grzbietu, jednak pokrywające go synergistyczne mięśnie warstwy powierzchownej (m. czworoboczny i m. najszerszy grzbietu) mają w miejscu przebiegu m. najdłuższego grubość < 5 mm. Mięsień ten przebiega wzdłuż całej długości grzbietu i na podstawie lokalizacji wyróżnia się w nim poszczególne następujące mięśnie – m. najdłuższy lędźwi (łac. *m. longissimus lumborum*), m. najdłuższy klatki piersiowej (łac. *m. longissimus cervicis*), m. najdłuższy kręgu szczytowego (łac. *m. longissimus atlantis*), m. najdłuższy głowy (łac. *m. longissimus capitis*) (König & Liebich, n.d.). (Krysiak et al., 2011; Carla & Von Scheven Aus Düsseldorf, 2010; Cottriall et al., 2009; T. Licka et al., 2009; T. F. Licka et al., 2004). Przebieg m. najdłuższego lędźwi i klatki piersiowej sięga od miednicy do siódmego kręgu szyjnego i wypełnia przestrzeń pomiędzy wyrostkami poprzecznymi (König & Liebich, n.d.). Jego funkcją jest stabilizacja kręgosłupa i przenoszenie podczas ruchu siły napędowej kończyn miednicznych na grzbiet. Jego obustronny skurcz umożliwia koniom wygięcie dogrzbietowe grzbietu lub dobrzuszne grzbietu, natomiast jednostronny skurcz umożliwia

wygięcie boczne grzbietu podczas skrętu głowy i tułowia w stronę kurczącego się mięśnia (Ritruechai, 2015).

M. najszerszy grzbietu (łac. *m. latissimus dorsi*) stanowi jeden z najbardziej rozległych mięśni szkieletowych (Krysiak et al., 2011). Od strony grzbietowej i boku pokrywa ścianę klatki piersiowej. Jego przyczep początkowy stanowi rozcięgno sięgające od chrząstki łopatki do jednej trzeciej górnej ósmego żebra, brzeg dolny przylega do m. skórnego tułowia, zaś przyczep końcowy sięga przyśrodkowej powierzchni trzonu kości ramiennej i grzebienia guzka mniejszego kości ramiennej. M. najszerszy grzbietu jest zginaczem stawu ramiennego i najsilniejszym cofaczem kończyny piersiowej, pełniąc tym samym funkcje antagonistyczne do m. ramienno–głowowego (König & Liebich, n.d.).

M. skośny zewnętrzny brzucha (łac. *m. obliquus adbdominis externis*) jest najbardziej powierzchownie położonym mięśniem pod mm. skórnymi (Krysiak et al., 2011). Można w nim wyróżnić dobrze zaznaczoną część – część mięśniową i część rozścięgnową. Jego przyczep początkowy o charakterystycznej postaci zębów rozpoczyna się na bocznej powierzchni żeber od czwartego–piątego do ostatniego (König & Liebich, n.d.). W części lędźwiowej przebiega od ostatniego żebra, powięzi piersiowo–lędźwiowej i guza biodrowego. W dobrzusznej części brzucha, mięsień ten przechodzi w szerokie rozcięgno, które wraz z rozcięgnem m. skośnego wewnętrznego brzucha tworzy blaszkę zewnętrzną pochewki m. prostego brzucha. W okolicy pachwinowej rozcięgno to poprzez ścięgno brzuszne i pachwinowe bierze udział w tworzeniu pierścienia pachwinowego powierzchownego, który stanowi wyjście z kanału pachwinowego (Searle et al., 1999; Trotter, 1988). Mięsień ten bierze udział w tworzeniu ciśnienia wewnątrz jamy brzusznej, które jest niezbędne do defekacji, mikcji i w trakcie porodu, dodatkowo podtrzymuje narządy wewnętrzne oraz wspomaga mięśnie oddechowe (Zsoldos et al., 2010).

M. prosty brzucha (łac. *m. rectus abdominis*) stanowi silną taśmę mięśniową, która biegnie obustronnie wzdłuż dolnej ściany brzucha sięgając od żeber prawdziwych do ścięgna przedłonowego i grzebienia kości łonowej (Krysiak et al., 2011). Mięsień ten ma metameryczną budowę, a jego włókna poprzedzielane są poprzecznie wstawkami ścięgnistymi. Od końcowego przyczepu mięśnia odchodzi więzadło dodatkowe, które kończy się na głowie kości udowej razem z więzadłem głowy kości udowej (König & Liebich, n.d.). Mięsień ten jest otoczony pochewką mięśnia prostego brzucha utworzoną z rozcięgien pozostałych mięśni brzucha. Pochewkę tą tworzą dwie blaszki – zewnętrzna (utworzona z rozcięgna m. skośnego zewnętrznego i wewnętrznego brzucha) i wewnętrzna (utworzona z rozcięgna m. poprzecznego brzucha). Obydwie blaszki łączą się ze sobą w linii białej (Searle et al., 1999; Trotter, 1988;

Zsoldos et al., 2010). Mięsień ten bierze udział w pracy tłoczni brzusznej i stanowi pomocniczy mięsień wydechowy. M. prosty brzucha wspomaga także zginanie odcinka lędźwiowego kręgosłupa (Zsoldos et al., 2010).

Do mm. piersiowych powierzchownych zalicza się m. piersiowy zstępujący i (łac. m. pectoralis descendens) m. piersiowy poprzeczny (łac. m. pectoralis transversus), natomiast do mm. piersiowych głębokich m. piersiowy głęboki (łac. m. pectoralis profundus), określany także m. piersiowym wstępującym (łac. т. pectoralis ascendens), i m. podobojczykowy (łac. m. subclavius) (Krysiak et al., 2011). Ich wspólna funkcja jest zespolenie od strony brzusznej kończyny piersiowej z tułowiem oraz wysuwanie i cofanie kończyny piersiowej (Krysiak et al., 2011). M. piersiowy zstępujący (łac. m. pectoralis descendens) jest płaskim mięśniem mającym przyczep początkowy na rękojeści mostka i przyczep końcowy na grzebieniu guzka wiekszego kości ramiennej razem z m. ramiennogłowowym. M. piersiowy poprzeczny (łac. m. pectoralis transversus) sięga od przedniego odcinka trzonu mostka do chrząstki żebrowej trzeciego żebra i razem z m. piersiowym zstępującym kończy się na grzebieniu guzka większego kości ramiennej. M. piersiowy wstępujący ma swój przyczep początkowy na mostku i żebrach od szóstego do dziewiątego, a przyczep końcowy na guzku mniejszym i większym kości ramiennej. M. podobojczykowy przyjmuje postać wąskiego pasma, które rozpoczyna się na namięsnej mięśnia nadgrzebieniowego, przebiega nad stawem ramiennym i kończy na chrząstkach żebrowych od pierwszego do czwartego żebra (Krysiak et al., 2011). M. podobojczykowy cofa kończyne piersiowa, bierze udział w podtrzymywaniu masy tułowia oraz odpowiada za prostowanie stawu ramiennego przy wysuniętej kończynie (Krysiak et al., 2011). Ze względu na istotna rolę w motoryce stawu ramiennego, m. podobojczykowy, jako jedyny z w/w mięśni tułowia, został wybrany do badania funkcjonalnego i uwzględniony w dalszej części pracy.

# 3.1.1.3. Mięśnie kończyn dostępne do badania funkcjonalnego

Spośród 34 mięśni dostępnych do badania funkcjonalnego, 19 mięśni jest zlokalizowanych w okolicach kończyn, odpowiednio okolicy kończyny piersiowej i miednicznej (Ashdown & Stanley, 2012; Popesko, 1961a). Spośród mięśni okolicy kończyny miednicznej, dwa mięśnie pośladkowe pełnią synergistyczną funkcję i są opisywane jako jedna jednostka funkcjonalna określana wspólnym terminem mięśni pośladkowych (Valentin & Zsoldos, 2016; Zsoldos et al., 2018). Mięśnie te, wraz z m. podobojczykowym należącym do

mm. tułowia, zilustrowano na rycinie 2 i scharakteryzowano szczegółowo w tabelach 3 i 4. Mięśnie te zostały ujęte w niniejszej pracy.



Rycina 2. Mięśnie powierzchowne konia wybrane do badania funkcjonalnego metodą elektromiografii powierzchniowej.1\* – m. podobojczykowy, 2 – m. nadgrzebieniowy, 3 – m. podgrzebieniowy, 4 – m. naramienny, 5 – m. trójgłowy ramienia, 6 – m. dwugłowy ramienia, 7 – m. prostownik promieniowy nadgarstka, 8 – m. prostownik wspólny palców, 9 – m. prostownik boczny palców, 10 – m. prostownik łokciowy nadgarstka, 11 – m. zginacz łokciowy nadgarstka, 12 – m. piszczelowy doczaszkowy, 13 – m. prostownik długi palców, 14 – m. dwugłowy uda, 15 – m. czworogłowy uda, 16 – m. napinacz powięzi szerokiej, 17' – m. pośladkowy powierzchowny, 17" – m. pośladkowy średni, 18 – m. półścięgnisty, 19 – m. półbłoniasty. \* – mięsień topograficznie należący do mięśni klatki piersiowej; '," – nazywane wspólnie mm. pośladkowymi.

M. nadgrzebieniowy (łac. *m. supraspinatus*) zlokalizowany jest w dole nadgrzebieniowym łopatki z przyczepem końcowym na guzku mniejszym i większym kości ramiennej (König & Liebich, n.d.). Jego funkcją jest wysuwanie kończyny piersiowej, stabilizacja i prostowanie stawu ramiennego (Watson & Wilson, 2007).

M. podgrzebieniowy (łac. *m. infraspinatus*) wypełnia dół podgrzebieniowy, a przyczep końcowy sięga guzka mniejszego kości ramiennej (Krysiak et al., 2011). Ścięgno dalsze m. podgrzebieniowego pełni funkcję więzadła pobocznego stawu ramiennego, natomiast sam mięsień jest przede wszystkim prostownikiem stawu ramiennego(König & Liebich, n.d.).

M. naramienny (łac. *m. deltoideus*) zrasta się częściowo z m. podgrzebieniowym. Mięsień ten rozpoczynam się na grzebieniu łopatki i kończy na guzowatości naramiennej kości ramiennej (Krysiak et al., 2011). Główną funkcją m. naramiennego jest zginanie stawu ramiennego (Frandson et al., 2009).

M. trójgłowy ramienia (łac. *m. triceps brachii*) jest najsilniejszym mięśniem kończyny piersiowej (Krysiak et al., 2011) zlokalizowanym w trójkącie utworzonym przez łopatkę, kość ramienną i wyrostek łokciowy kości łokciowej (Krysiak et al., 2011). Wyróżnia się w nim trzy głowy – głowę długą, głowę boczną i głowę przyśrodkową. Głowa długa odchodzi od doogonowej krawędzi łopatki i kończy się na wyrostku łokciowym kości łokciowej. Głowa boczna rozpoczyna się bocznie na szyjce kości ramiennej i kończy na wyrostku łokciowym kości łokciowej. Głowa przyśrodkowa rozpoczyna się na przyśrodkowej powierzchni trzonu kości ramiennej, a kończy się na ścięgnie głowy długiej (König & Liebich, n.d.). Funkcją tego mięśnia jest prostowanie i stabilizacja stawu łokciowego. W fazie unoszenia kończyny pełni on funkcję zginacza stawu ramiennego i prostownika stawu łokciowego, głównie za pomocą głowy długiej (König & Liebich, n.d.; Watson & Wilson, 2007).

M. dwugłowy ramienia (łac. *m. biceps brachii*) wbrew nazwie jest mięśniem jednogłowym (Krysiak et al., 2011). Rozpoczyna się na guzku nadpanewkowym łopatki, przebiega w bruździe międzyguzkowej kości ramiennej, następnie kieruje się na przednio– przyśrodkową stronę kości ramiennej i Część boczna kończy się na nasadach bliższych kości promieniowej i łokciowej, a część przyśrodkowa kończy się na guzowatości kości promieniowej (König & Liebich, n.d.). Boczne ścięgno tego mięśnia przedłuża się w pasmo ścięgnowe, które łączy się z powięzią przedramienia i ścięgnem m. prostownika promieniowego nadgarstka (Krysiak et al., 2011). Funkcją m. dwugłowego ramienia jest zginanie stawu łokciowego, prostowanie stawu ramiennego i ustalanie stawu ramiennego w pozycji stojącej (König & Liebich, n.d.).

M. prostownik promieniowy nadgarstka (łac. *m. extensor carpi radialis*) to największy spośród prostowników stawu nadgarstka zlokalizowany po stronie doczaszkowej przedramienia (Krysiak et al., 2011). Mięsień ten ma przyczep bliższy na nadkłykciu bocznym kości ramiennej i grzebieniu nadkłykcia bocznego kości ramiennej, a jego ścięgno końcowe łączy się

z pasmem ścięgnistym m. dwugłowego ramienia osiągając przyczep końcowy na guzowatości kości śródręcza III (König & Liebich, n.d.). Jego funkcją jest prostowanie i stabilizowanie stawu nadgarstka oraz zginanie stawu łokciowego (Krysiak et al., 2011).

M. prostownik wspólny palców (łac. *m. extensor digitorum communis*) przebiega bocznie do m. prostownika promieniowego nadgarstka. Rozpoczyna się on na nadkłykciu bocznym kości ramiennej, więzadle pobocznym bocznym stawu łokciowego i bocznym guzku więzadłowym kości promieniowej (Krysiak et al., 2011; König & Liebich, n.d.), kończy się na wyrostku wyprostnym kości kopytowej. Ponadto część włókien m. prostownika wspólnego palców łączy się z odnogami m. międzykostnego, część przyczepia się na kości koronowej, a część na chrząstkach kopytowych (Krysiak et al., 2011). Główną funkcją tego mięśnia jest prostowanie stawu nadgarstka i stawów palcowych (Krysiak et al., 2011).

M. prostownik boczny pałców (łac. *m. extensor digitorum lateralis*) jest stosunkowo niewielkim mięśniem zlokalizowanym doogonowo od m. prostownika wspólnego pałców i doczaszkowo od m. prostownika łokciowego nadgarstka (Krysiak et al., 2011). Przyczep bliższy lokalizuje się na więzadle pobocznym bocznym stawu łokciowego, guzka więzadłowego bliższego końca kości promieniowej i na bocznej powierzchni kości łokciowej, a przyczep dalszy na powierzchni członu pałcowego bliższego (zwanego dalej kością pęcinową), po jego grzbietowo–bocznej stronie (König & Liebich, n.d.). Bierze udział w prostowaniu pałca i prostowaniu stawu nadgarstka (Krysiak et al., 2011).

M. prostownik łokciowy nadgarstka (łac. *m. extensor carpi ulnaris*) występuje na granicy powierzchni prostowniczej i zginaczowej przedramienia (Krysiak et al., 2011). Przyczep początkowy zlokalizowany jest na nadkłykciu bocznym kości ramiennej, a przyczep końcowy dzieli się na dwie części, z czego część przyśrodkowa sięga do kości nadgarstka dodatkowej, a część boczna do kości śródręcza IV (König & Liebich, n.d.). M. prostownik łokciowy nadgarstka, wbrew nazwie, jest zginaczem stawu nadgarstka i uczestniczy w prostowaniu stawu łokciowego (Krysiak et al., 2011).

M. zginacz łokciowy nadgarstka (łac. *m. flexor carpi ulnaris*) jest zlokalizowany na doogonowo–przyśrodkowej powierzchni przedramienia (König & Liebich, n.d.). Wyróżnia się w nim dwie głowy – głowę ramienną i głowę łokciową. Silniejsza głowa ramienna rozpoczyna się na nadkłykciu przyśrodkowym kości ramiennej, a słabsza głowa łokciowa na wyrostku łokciowym kości łokciowej. Obydwie głowy kończą się wspólnym przyczepem na kości dodatkowej nadgarstka. Główną funkcją tego mięśnia jest zginanie stawu nadgarstka i prostowanie stawu łokciowego (Krysiak et al., 2011).

M. piszczelowy doczaszkowy (łac. *m. tibialis cranialis*) występuje bezpośrednio pod skórą po przednio–przyśrodkowej stronie podudzia (Krysiak et al., 2011). Przyczep bliższy lokalizuje się na grzebieniu kości piszczelowej i bliższym końcu kości strzałkowej, a przyczep dalszy sięga kości stępowej I i II i bliższego końca kości śródstopia III (Payne et al., 2005). Ścięgno końcowe m. piszczelowego doczaszkowego dzieli się na dwie odnogi – odnogę boczną i odnogę przyśrodkową (König & Liebich, n.d.). Funkcją tego mięśnia jest zginanie stawów stępu i odwracanie stopy (Payne et al., 2005).

M. prostownik długi palców (łac. *m. extensor digitorum longus*) przebiega w bruździe prostowniczej kości piszczelowej i łączy się ze ścięgnem m. prostownika bocznego palców i odnogami m. międzykostnego (König & Liebich, n.d.). Jego przyczep początkowy znajduje się na kłykciu bocznym kości udowej w dole prostowniczym, następnie przyczep końcowy sięga wyrostka wyprostnego człony palcowego dalszego (zwanego dalej kością kopytową) (Payne et al., 2005). Główną funkcją tego mięśnia jest prostowanie stawów palca i zginanie stawów stępu (Payne et al., 2005).

M. dwugłowy uda (łac. *m. biceps femoris*) jest jednym z najsilniejszych mięśni szkieletowych zlokalizowanym bezpośrednio pod skórą po bocznej stronie uda (Krysiak et al., 2011). Wyróżnia się w nim dwie dobrze rozwinięte głowy – głowę kręgową i głowę miednicową. Głowa kręgowa rozpoczyna się na wyrostkach poprzecznych i kolczystych pierwszych trzech kręgów krzyżowych, więzadle krzyżowo–guzowym szerokim i guzie kulszowym. Głowa miednicowa przyczepia się na kości kulszowej (König & Liebich, n.d.). Głowy te w dalszym przebiegu łączą się ze sobą, a następnie ponownie dzielą na trzy odnogi – odnogę doczaszkową, odnogę środkową i odnogę doogonową. Przyczep dalszy odnogi doczaszkowej sięga doogonowej powierzchni uda i rzepki, odnogi środkowej powięzi podudzia, rzepki i doczaszkowej powierzchni kości piszczelowe, a odnogi doogonowej powięzi podudzia i ścięgna piętowego wspólnego, które kończy się na kości piętowej (Krysiak et al., 2011). M. dwugłowy uda ma złożoną funkcję. Za pomocą głowy kręgowej działa jako prostownik stawu kolanowego i biodrowego, a za pomocą głowy miednicowej jako prostownik stawu biodrowego i zginacz stawu kolanowego. Dzięki udziale w tworzeniu ścięgna piętowego wspólnego powieczenia stawo stępu (Payne et al., 2005).

M. czworogłowy uda (łac. *m. quadriceps femoris*) składa się z czterech głów nazywanych mianami następujących mięśni: m. obszernego bocznego (łac. *m. vastus lateralis*), m. obszernego przyśrodkowego (łac. *m. vastus medialis*), m. obszernego pośredniego (łac. *m. vastus intermedius*) i m. prostego uda (łac. *m. rectus femoris*) (König & Liebich, n.d.).

M. prosty uda jest najlepiej rozwiniętą głową m. czworogłowego. Jego przyczep bliższy znajduje się na doczaszkowym brzegu panewki. M. obszerny boczny rozpoczyna się na doczaszkowo-bocznego powierzchni trzonu kości udowej, a m. obszerny przyśrodkowy na doczaszkowo-przyśrodkowej powierzchni trzonu kości udowej. M. obszerny pośredni leżący doczaszkowo na powierzchni kości udowej, a jego przyczep początkowy znajduje się na powierzchni doczaszkowej trzonu kości udowej. W dalszym przebiegu wszystkie głowy schodzą się w jedno ścięgno i kończą więzadłem prostym rzepki na guzowatości kości piszczelowej (Krysiak et al., 2011; Payne et al., 2005). M. czworogłowy uda jest najsilniejszym prostownikiem stawu kolanowego, odpowiadającym również za ruch pronacyjny kończyny miednicznej i stabilizację stawu kolanowego. Dodatkowo funkcją m. prostego uda jest również zginanie stawu biodrowego (König & Liebich, n.d.; Payne et al., 2005).

M. napinacz powięzi szerokiej (łac. *m. tensor fasciae latae*) jest płaskim, trójkątnym mięśniem tworzącym przednią granicę mięśni uda (Krysiak et al., 2011). Jego przyczep początkowy znajduje się na guzie biodrowym i powięzi szerokiej, za pośrednictwem której przedłuża się w powięź podudzia, a przyczep końcowy zrasta się z m. pośladkowym powierzchownym (Krysiak et al., 2011). Funkcją tego mięśnia jest zginanie stawu biodrowego, prostowanie stawu kolanowego, a przy nieobciążonej kończynie również wysuwanie kończyny miednicznej do przodu (Payne et al., 2005).

Mm. pośladkowe (łac. *mm. glutei*) są opisywane jako jedna jednostka funkcjonalna pomimo, że tworzą je dwa mięśnie – m. pośladkowy powierzchowny (łac. *m. gluteus superficialis*) i m. pośladkowy średni (łac. *m. gluteus medius*), które w części przebiegu zrastają się ze sobą. Przy czym m. pośladkowy powierzchowny pokrywa znaczną część m. pośladkowego średniego (Zsoldos et al., 2018). M. pośladkowy powierzchowny rozpoczyna się na powięzi pośladkowej i ściśle łączy się ze m. napinaczem powięzi szerokiej (König & Liebich, n.d.). Wspólne ścięgno tych dwóch mięśni kończy się na krętarzu trzecim kości udowej (König & Liebich, n.d.). M. pośladkowy średni rozpoczyna się na I kręgu lędźwiowym, rozcięgnie mięśnia najdłuższego lędźwi, kości krzyżowej i więzadle krzyżowo–guzowym szerokim, a następnie dzieli się na dwie części – część powierzchowną i część głęboką. Część głęboka m. pośladkowego średniego jest nazywana również m. pośladkowym dodatkowym (łac. *m. gluteus accessorius*). Część powierzchowna kończy się na krętarzu większym kości udowej, a część głęboka kończy się dwoma ścięgnami na krętarzu większym i grzebieniu międzykrętarzowym kości udowej (König & Liebich, n.d.; Payne et al., 2005).

Mm. pośladkowe są najsilniejszymi prostownikami stawu biodrowego, biorą także udział w cofaniu i odwodzeniu kończyny (Krysiak et al., 2011; Payne et al., 2005).

M. półścięgnisty (łac. *m. semitendinosus*) należy do mięśni tylnej części uda (König & Liebich, n.d.). W mięśniu tym wyróżnia się dwie głowy – głowę miednicową i głowę kręgową, które łączą się ze sobą w części dalszej. Przyczep bliższy głowy miednicowej zlokalizowany jest na guzie kulszowym. Jeden z przyczepów dalszych wraz z m. smukłym i m. krawieckim znajduje się na doczaszkowej powierzchni kości piszczelowej, a drugi na guzie piętowym. Głowa kręgowa rozpoczyna się na wyrostkach kolczystych i poprzecznych kości krzyżowej, pierwszych kręgach ogonowych i więzadle krzyżowo–guzowym szerokim i kończy się na kłykciu przyśrodkowym kości udowej, więzadle pobocznym przyśrodkowym stawu udowo–piszczelowego oraz przyśrodkowej powierzchni kości piszczelowej (Krysiak et al., 2011). Funkcją tego mięśnia jest prostowanie stawu biodrowego, stawu kolanowego i stawów stępu przy obciążonej kończynie oraz odwodzenie i zginanie stawu kolanowego przy odciążonej kończynie (König & Liebich, n.d.; Krysiak et al., 2011; Payne et al., 2005).

M. półbłoniasty (łac. *m. semimembranosus*) leży na doogonowo–przyśrodkowej powierzchni uda (König & Liebich, n.d.). Mięsień ten posiada dwie głowy – głowę kręgową i głowę miedniczną. Głowa kręgowa ma przyczep początkowy na więzadle krzyżowo–guzowym szerokim i pierwszych kręgach ogonowych, a głowa miedniczna na guzie kulszowym. W dalszym przebiegu obydwie głowy łączą się ze sobą i kończą wspólnym ścięgnem dalszym na kłykciu przyśrodkowym kości udowej, więzadle pobocznym przyśrodkowym stawu udowo–piszczelowego i kłykciu przyśrodkowym kości piszczelowej (Krysiak et al., 2011; Payne et al., 2005). Główną funkcją m. półbłoniastego jest prostowanie stawu biodrowego i stawu kolanowego w kończynie obciążonej oraz cofanie i odwodzenie kończyny odciążonej (Krysiak et al., 2011; Payne et al., 2011; Payne et al., 2005).

Tabela 3. Lokalizacja wybranych mięśni kończyny piersiowej konia wraz z miejscem przyczepów oraz pełnioną funkcją (König & Liebich, n.d.; Krysiak et al., 2011).

Ĺp.	Nazwa polska	Nazwa łacińska	Lokalizacja mięśnia	Przyczep bliższy	Przyczep dalszy	Funkcja
1	m. podobojczykowy	m. subclavius	boczna powierzchnia kończyny piersiowej	boczna powierzchnia mostka i chrząstki żeber od I do IV	omięsna mięśnia nadgrzebieniowego i chrząstka łopatki	podtrzymuje masę tułowia, cofa kończynę, przy wysuniętej kończynie prostuje staw ramienny
2	m. nadgrzebieniowy	m. supraspinatus	boczna powierzchnia kończyny piersiowej	dół nadgrzebieniowy łopatki	guzek mniejszy i większy kości ramiennej	stabilizuje i prostuje staw ramienny (jego ścięgno pełni funkcję więzadła pobocznego bocznego)
3	m. podgrzebieniowy	m. infraspinatus	boczna powierzchnia kończyny piersiowej	dół podgrzebieniowy łopatki	guzek mniejszy kości ramiennej	prostownik stawu ramiennego, stabilizuje staw ramienny (jego ścięgno pełni funkcję więzadła pobocznego bocznego)
4	m. naramienny	m. deltoideus	boczna powierzchnia kończyny piersiowej	grzebień łopatki	guzowatość naramienna kości ramiennej	zginacz stawu ramiennego
5	m. trójgłowy ramienia	m. triceps brachii	doogonowa strona kończyny piersiowej	guzek podpadnewkowy łopatki (głowa długa), linia m. trójgłowego kości ramiennej (głowa boczna)	guz wyrostka łokciowego	zgina staw ramienny, prostuje staw łokciowy

6	m. dwugłowy ramienia	m. biceps brachii	strona przednio– przyśrodkowa kości ramiennej	guzek nadpanewkowy łopatki	guzowatość kości promieniowej i kości łokciowej	prostuje staw ramienny, zgina staw łokciowy
7	m. prostownik promieniowy nadgarstka	m. extensor carpi radialis	strona doczaszkowa przedramienia	grzebień nadkłykcia bocznego kości ramiennej	guzowatość kości śródręcza III	prostownik stawu nadgarstka, uczestniczy w zginaniu stawu łokciowego, stabilizator stawu nadgarstka
8	m. prostownik wspólny palców	m. extensor digitorum communis	doczaszkowo– boczna strona przedramienia	nadkłykieć boczny kości ramiennej	wyrostek wyprostny kości kopytowej	prostuje stawy palców, pomaga w prostowaniu stawu nadgarstka, pomaga w zginaniu stawu łokciowego
9	m. prostownik boczny palców	m. extensor digitorum lateralis	boczna strona przedramienia	więzadło poboczne boczne stawu łokciowego i boczny guzek więzadłowy kości promieniowej	kość pęcinowa	prostuje stawy palców, prostuje staw nadgarstka
10	m. prostownik łokciowy nadgarstka	m. extensor carpi ulnaris	przyśrodkowo– doogonowa powierzchnia przedramienia	nadkłykieć boczny kości ramiennej	kość nadgarstka dodatkowa	ustala staw łokciowy, stabilizuje staw nadgarstkowy
11	m. zginacz łokciowy nadgarstka	m. flexor carpi ulnaris	boczno–doogonowa powierzchnia przedramienia	nadkłykieć przyśrodkowy kości ramiennej	kość nadgarstka dodatkowa	ustala staw łokciowy

m. – mięsień.

Lp.	Nazwa polska	Nazwa łacińska	Lokalizacja mięśnia	Przyczep bliższy	Przyczep dalszy	Funkcja
1	m. piszczelowy doczaszkowy	m. tibialis cranialis	doczaszkowa strona kończyny miednicznej	brzeg doczaszkowy kości piszczelowej, koniec bliższy kości strzałkowej	koniec bliższy kości śródstopia	zgina staw stępu, odwraca stopę
2	m. prostownik długi palców	m. extensor digitorum longus	doczaszkowo– boczna strona kończyny miednicznej	dół prostowniczy kości udowej	wyrostek wyprostny kości kopytowej	prostuje stawy palców, pomaga w prostowaniu stawu kolanowego i zginaniu stawu
3	m. dwugłowy uda	m. biceps femoris	boczna strona kończyny	guz kulszowy	rzepka	stępu prostuje staw biodrowy
			miednicznej			i kolanowy (gałąź kolanowa), zgina staw kolanowy (gałąź piszczelowa), prostuje staw stępu (gałąź piętowa), pcha ciało do przodu
4	m. czworogłowy uda	m. quadriceps femoris	boczna, doczaszkowa i przyśrodkowa strona kończyny miedniczej	trzon kości biodrowej, trzon kości udowej	rzepka, guzowatość kości piszczelowej	prostuje staw kolanowy, zgina staw biodrowy, nawracanie
5	m. napinacz powięzi szerokiej	m. tensor fasciae latae	boczno– doczaszkowa strona kończyny miednicznej	guz biodrowy	powięź szeroka, omięsna m. pośladkowego powierzchownego	zgina staw biodrowy, wysuwa do przodu nieobciążoną kończynę, bierze udział

Tabela 4. Lokalizacja wybranych mięśni kończyny miednicznej konia wraz z miejscem przyczepów oraz pełnioną funkcją (König & Liebich, n.d.; Krysiak et al., 2011).

							w prostowaniu stawu
6	mm. pośladkowe	mm. glutei (m.	boczno–		powięź pośladkowa,	krętarz trzeci kości	kolanowego zginacz stawu
	(m. pośladkowy powierzchowny; m. pośladkowy średni)	gluteus superficialis; m. gluteus medius)	dogrzbietowa kończyny miednicznej;	strona	m. napinacz powięzi szerokiej; I kręg lędźwiowy,	udowej; krętarz trzeci kości udowej, grzebień	biodrowego, wysuwa kończynę do przodu i odwodzi
		0 /	boczno– dogrzbietowa kończyny miednicznej	strona	rozcięgno mięśnia najdłuższego lędźwi, kość krzyżowa, więzadło krzyżowo– guzowe szerokie	międzykretarzowy	ją; prostownik stawu biodrowego, cofanie i odwodzenie kończyny
7	m. półścięgnisty	m. semitendinosus	doogonowa kończyny miednicznej	strona	kość krzyżowa i początkowe kręgi ogonowe	guzowatość kości piszczelowej, guz piętowy	w fazie podporowej prostuje staw biodrowy, kolanowy i stępu, w fazie podporowej kończyny prostuje staw biodrowy, kolanowy i stępu, w fazie kończyny
8	m. półbłoniasty	m. semimembranosus	doogonowa kończyny miednicznej	strona	guz kulszowy, więzadło krzyżowo– guzowe szerokie	kłykieć przyśrodkowy kości udowej, koniec bliższy kości piszczelowej	zwisającej zgina staw kolanowy w fazie podporowej kończyny prostuje staw biodrowy i kolanowy, przy kończynie uniesionej powoduje jej dośrodkowanie i cofanie z tendencją do pronacji

m. – mięsień; mm. – mięśnie.

#### 3.2. Metody badania strukturalnego i funkcjonalnego mięśni powierzchownych konia

Diagnostyka strukturalna ma na celu ocenę budowy poszczególnych elementów aparatu ruchu i tym samym możliwie wczesne wykrycie objawów urazu. Badanie to uwzględnia ocenę struktury, wymiarów, a nawet składu mięśni, ścięgien, więzadeł lub całego ciała (Franklin et al., 2015; Serrao et al., 2018; Smith, 2008). Wśród opisanych u koni metod diagnostyki strukturalnej aparatu ruchu wymienia się badanie ultrasonograficzne (ang. *ultrasonography*, USG) (Lindner et al., 2010; Satoh et al., 2020a, 2020b), dwuenergetyczną absorpcjometrię rentgenowską (ang. *dual–energy X–ray absorptiometry*, DEXA) (Kearns, McKeever, et al., 2002; Pallesen et al., 2023), analizę impedancji bioelektrycznej (ang. *bioelectrical impedance analysis*, BIA) (Kearns, McKeever, et al., 2002; Pallesen et al., 2023), obrazowanie metodą rezonansu magnetycznego (ang. *magnetic resonance imaging*, MRI) oraz obrazowanie metodą tomografii komputerowej (ang. *computed tomography*, CT) (Kearns, McKeever, et al., 2002; Pallesen et al., 2023).

Spośród wymienionych metod diagnostyki strukturalnej aparatu ruchu koni, badanie USG cechuje niski koszt, duża dostępność aparatów ultrasonograficznych, łatwość wykonania oraz możliwość pomiarów wielkości obrazowanych struktur (Cullen et al., 2020). Z tego względu, w niniejszej pracy, badanie USG zostało wybrane do oceny strukturalnej poszczególnych mięśni szkieletowych konia i opisane szczegółowo w kolejnych podrozdziałach.

Badanie DEXA jest metodą pomiaru gęstości ciała za pomocą obrazowania spektralnego. Technika ta wykorzystuje dwie wiązki promieniowania rentgenowskiego o różnych energiach do oceny absorpcji promieniowania przez tkanki miękkie i kości, i na podstawie różnicy w absorpcji wiązki o niskiej i wysokiej energii pozwala na ocenę gęstości tkanek, w tym ocenę udziału masy tłuszczowej i beztłuszczowej (McClure et al., 2001; Vaccaro et al., 2012). Dostępność badania DEXA u koni jest niewielka ze względu na brak skanerów dedykowanych dla koni oraz ograniczoną wielkość i dostępność skanerów ludzkich zaadaptowanych do badania zwierząt. Ponadto badanie metodą DEXA jest długotrwałe i wymaga co najmniej 50 minutowego bezruchu pacjenta, co wiąże się z koniecznością farmakologicznego uspokojenia lub znieczulenia ogólnego konia (Kearns, McKeever, et al., 2002; Yamada et al., 2015).

Badanie BIA jest metodą analizy składu ciała, która opiera się na pomiarze oporu elektrycznego tkanek przewodzących prąd o niskim natężeniu (Achamrah et al., 2018). Technika ta wykorzystuje różnice w przewodności elektrycznej tkanek o różnym stopniu uwodnienia. Badanie umożliwia pomiar zawartości tkanki mięśniowej, tłuszczowej i kostnej oraz całkowitą zawartość wody w organizmie. Badanie BIA mierzy również dobowe

zapotrzebowanie na energię, masa ciała i wiek metaboliczny (Achamrah et al., 2018). Wykorzystanie tej techniki u koni budzi kontrowersje związane z dokładnością pomiarów ze względu na dużą zawartość wody w jelitach (Kearns, McKeever, et al., 2002).

MRI i CT stanowi złoty standard wśród badań strukturalnych ze względu na wysoka rozdzielczość obrazowania (Marunowski, 2022; Prado et al., 2009). Obydwie techniki wykorzystują fale elektromagnetyczne i różnice w ich interakcji z ośrodkiem, przy czym MRI wykorzystuje fale radiowe w polu magnetycznym, a CT promieniowanie rentgenowskie (Thrall, 2010). Metody te pozwalają na rzeczywistą ocenę struktury i wielkości obrazowanych okolic ciała oraz ilościową ocenę zawartości tkanek w wydzielonych kompartymentach (Kearns, McKeever, et al., Marunowski, 2022). Zastosowanie kliniczne 2002; wysokopolowego MRI u koni jest ograniczone ze względu na stosunkowo małą średnicę gantry i konieczność wykonania badania w długotrwającym znieczuleniu ogólnym (Baudisch et al., 2024; Santos et al., 2023). Natomiast niskopolowy MRI jest stosowany w obrazowaniu dystalnego odcinka kończyn. Zaletą badania jest możliwość jego przeprowadzenia w sedacji farmakologicznej, jednak jakość obrazowania może być wątpliwa ze względu na ograniczoną wykrywalność niewielkich zmian w tkankach miękkich (Ohlerth & Scharf, 2007). Adaptacja dwuenergetycznej CT, do obrazowania koni sprawiła, że badanie CT stało się konkurencyjne w stosunku do niskopolowego MRI. Dwuenergetyczna CT umożliwia bowiem różnicowanie zmian w tkankach miękkich oraz identyfikację obrzęku szpiku kostnego (Daniel et al., 2023), znacznie ograniczone w klasycznym badaniu CT. Dzięki postępowi dostępnej technologii obrazowania koni, zarówno klasyczne jak i dwuenergetyczne badanie CT można przeprowadzić na koniu stojącym w sedacji farmakologicznej, co znacznie zwiększa bezpieczeństwo i zasadność badania. Ponadto duże tomografy komputerowe dedykowane dla koni umożliwiają szczegółowe obrazowanie w znieczuleniu ogólnym wcześniej niedostępnych okolic ciała, takich jak cała długość szyi i kregosłupa piersiowo-lędźwiowego (Germonpré et al., 2023; Nicolaou et al., 2012). Pomimo, że badania MRI i CT w ostatnich latach zyskały popularność w diagnostyce weterynaryjnej koni, ultrasonografia i badanie rentgenowskie nadal są najszerzej stosowanymi metodami obrazowania, głównie ze względu na dostępność sprzętu, czynniki ekonomiczne oraz brak konieczności przeprowadzania badania w znieczuleniem ogólnym.

# 3.2.1. Badanie ultrasonograficzne wybranych mięśni szkieletowych

Badanie USG jest metodą diagnostyczną wykorzystywaną do uwidocznienia tkanek miękkich i powierzchni kości (Cebula et al., 2021; Davies, 2002). W obrazowaniu aparatu

ruchu koni, ultrasonografia znalazła zastosowanie w badaniu strukturalnym mm. szkieletowych (Dietrich et al., 2021; Fitzharris et al., 2023a; Møller–Jensen et al., 2022; O'Neill et al., 2014; Satoh et al., 2020a), ścięgien (Padaliya et al., 2015; Smith, 2008), więzadeł (Gillis, 1999; Moiroud & Denoix, 2017; Smith, 2008), kaletek maziowych (Abuja et al., 2014) oraz pochewek maziowych (Tannahill, 2021). Ultrasonografia jest również wykorzystywana do oceny stawów oraz powierzchni kości (Garrett, 2021), w szczególności w proksymalnych odcinkach kończyn, w których możliwość przeprowadzenia badania rentgenowskiego jest ograniczona (Jones et al., 2022). W przypadku niedostępności scyntygrafii, badanie USG stanowi jedyną metodę diagnostyczną tej okolicy (Ahrari–Khafi et al., 2018; Santalucia et al., 2024; Shepherd & Pilsworth, 1994). Poza zastosowaniem ortopedycznym, badanie USG stanowi niezawodne narzędzie w diagnostyce chorób przewodu pokarmowego i płuc (Boyle, 2021; le Jeune & Whitcomb, 2014) oraz monitorowaniu przebiegu leczenia urazów tkanek miękkich (Padaliya et al., 2015; Smith, 2008), wykonywania iniekcji (Johnson et al., n.d.; Perrin et al., 2016) i pobierania wycinków (Depecker et al., 2014; O'Neill et al., 2014) pod kontrolą wizualną (Bevevino et al., 2023; Ravikanth, 2021).

W badaniu USG wykorzystywane są fale ultradźwiękowe o częstotliwości od 2 do 15 MHz (Cebula et al., 2021), które rozchodząc się w jednorodnym ośrodku, docierają do granicy z obszarem o odmiennym oporze akustycznym gdzie ulega odbiciu i załamaniu. Odbita w ten sposób fala powraca do odbiornika niosąc ze sobą informację o strukturze ośrodka (Thrall, 2010). Częstotliwość fali ultradźwiękowej emitowanej przez głowice aparatu ultrasonograficznego jest odwrotnie proporcjonalna do długości tej fali, a co za tym idzie do głębokości penetracji w tkankach (Thrall, 2010). Dlatego wybór częstotliwości fali ultradźwiękowej oraz rodzaju głowicy ultrasonografu zależy od zakresu badania, w tym wielkości badanych struktur i głębokości na jakiej się znajdują pod powierzchnią skóry (Cebula et al., 2021). Spośród głowic aparatów ultrasonograficznych wykorzystywanych w ortopedii koni najszersze zastosowanie ma głowica liniowa (Garrett, 2021, 2022), która dostarcza obraz w postaci prostokątnego wycinka (Thrall, 2010). Głowica liniowa jest głównie wykorzystywana do obrazowania dalszych odcinków kończyn (Padaliya et al., 2015; Tannahill, 2021), okolicy kolana (Adrian et al., 2017), okolicy łokcia i ramienia (Kidd et al., 2022). W obrazowaniu głębiej zlokalizowanych struktur zastosowanie znajduje głowica typu convex (Cullen et al., 2020; Garrett, 2021), która dostarcza obraz w postaci wycinka koła (Thrall, 2010). Głowica ta jest wykorzystywana najczęściej do obrazowania jamy brzusznej koni (le Jeune & Whitcomb, 2014), a w ortopedii do obrazowania między innymi okolicy miednicy (Head, 2022), proksymalnego przyczepu m. międzykostnego (Kidd et al., 2022), dystalnego przyczepu m. dwugłowego ramienia (Kidd et al., 2022), stawu łopatkowo–ramiennego (Kidd et al., 2022) oraz stawu udowo–piszczelowego (Kidd et al., 2022). W diagnostyce ortopedycznej koni, zastosowanie znajduje także głowica typu microconvex, która także dostarcza obraz w postaci wynika koła. W porównaniu do głowicy typu convex pozwala na uzyskanie obrazu o większej częstotliwości, przy stosunkowo niskiej powierzchni styku (Thrall, 2010). Głowica ta znajduje zastosowanie w obrazowaniu struktur dystalnego odcinka palca zlokalizowanych na jego dłoniowej powierzchni (Bolen et al., 2007; Perrin et al., 2016) i kontroli ultrasonograficznej podczas iniekcji do stawów palca (Purefoy Johnson et al., 2017). Pomimo mnogości dostępnych głowic, ultrasonografy wykorzystywane w diagnostyce obrazowej koni mają przeważnie niewielkie rozmiary co pozwala na ich używanie nie tylko w warunkach klinicznych, ale przede wszystkim w praktyce terenowej (Niedźwiedź et al., 2016).

# 3.2.1.1. Technika badania ultrasonograficznego

Uzyskanie dobrej jakości obrazu ultrasonograficznego, uwidaczniającego struktury leżące w obszarze zainteresowania, wymaga odpowiedniego przygotowania obrazowanej okolicy ciała (Thrall, 2010). U koni ras gorącokrwistych o krótkiej sierści zazwyczaj wystarczające jest zmoczenie skóry alkoholem izopropylowym (le Jeune & Whitcomb, 2014) lub olejem (Hamidi et al., 2015; Vieira et al., 2013). U koni mocno owłosionych lub koni otyłych konieczne może być wystrzyżenie sierści. Dobre przygotowanie obrazowanego obszaru jest szczególnie ważne u kucyków i niektórych ras koni o grubej skórze ze skłonnościami do odkładania się tłuszczu w tkance podskórnej, takich jak rasa fryzyjska, rasy pociągowe i konie islandzkie (Kearns, McKeever, et al., 2002; le Jeune & Whitcomb, 2014). Pozbawiony włosów obszar należy oczyścić alkoholem izopropylowym lub wodą z mydłem i nałożyć żel akustyczny eliminujący powietrze z przestrzeni pomiędzy głowicą a powłoką wspólną, a tym samym wzmacniający interakcje fal ultrasonograficznych z obrazowanym obszarem (Garrett, 2021).

Na jakość obrazu wpływa zarówno głębokość obrazowania, regulowana poprzez wybór częstotliwości ultradźwięków, jak i natężenie ultradźwięków emitowanych przez głowicę, regulowane za pomocą mocy (ang. *power*) zależnej od napięcia prądu przyłożonego do kryształów piezoelektrycznych (Thrall, 2010). Wzrost amplitudy ech osiąga się poprzez wzmocnienie natężenia ultradźwięków, co skutkuje wzrostem echogeniczności obrazu. Lepszą rozdzielczość obrazu i niską liczbę artefaktów można otrzymać poprzez utrzymywanie niskiego

poziomu natężenia ultradźwięków (Thrall, 2010). Modyfikacja wzmocnienia echa (ang. *gain*) (Niedźwiedź et al., 2016) pozwala na regulację jasności obrazu. Przy zbyt niskim wzmocnieniu niektóre szczegóły obrazu mogą zostać niezauważone (Thrall, 2010). Ze względu na efekt osłabienia, któremu ulegają ultradźwięki w trakcie przemieszczania się w głąb tkanek, obraz uzyskany z głębokich warstw charakteryzuje się gorszą jakością. Wzmocnienie echa uzyskanego z głębokich struktur można osiągnąć poprzez zasięgową regulację wzmocnienia (ang. *time gain compensation*, TGC) (Thrall, 2010). Częstotliwość, głębokość, wzmocnienie i inne ustawienia ultrasonografu należy zoptymalizować dla każdego pacjenta i obszaru ciała (Garrett, 2021).

## 3.2.1.2. Pomiary strukturalne w badaniu ultrasonograficznym

Badanie USG pozwala na ocenę echogeniczności, struktury, przebiegu włókien mięśniowych, kształtu, wielkości, położenia i odgraniczenia oraz unaczynienia tkanek miękkich (Smith, 2008).

Pomiary wielkości tkanek miękkich znajdują zastosowanie w obiektywnej ocenie zaawansowania urazu ścięgien i więzadeł (Gillis et al., 1995; Padaliya et al., 2015; Smith, 2008; Tamura et al., 2017). Podczas urazu dochodzi do przerwania ciągłości części lub wszystkich włókien tkanki łącznej będących głównym elementem strukturalnym ścięgien i więzadeł oraz gromadzenia się krwi i/lub wysięku w utworzonej wolnej przestrzeni (Smith, 2008). Proces ten jest uchwytny ultrasonograficznie w postaci zmniejszenia echogeniczności, zmiany struktury i zwiększenia wielkości uszkodzonego struktur łącznotkankowych (Smith, 2008). Z tego względu w ocenie zaawansowania urazu wykorzystuje się pomiar pola przekroju poprzecznego (ang. cross sectional area, CSA) ścięgien (ang. tendon cross sectional area, tCSA) lub więzadła (ang. ligament cross sectional area, ICSA) (Gillis et al., 1995; Iimori et al., 2022) oraz pomiar grubości ściegna (ang. tendon thickness, TT) (Tnibar et al., 1999, 2001). Pomiar tCSA i ICSA umożliwia śledzenie gojenia urazu i wspomaga podejmowanie decyzję o zwiększeniu lub zmniejszeniu nasilenia pracy nałożonego na konia podczas rehabilitacji (Gillis et al., 1995; Padaliya et al., 2015; Smith, 2008; Tamura et al., 2017). Jeśli podczas sekwencyjnych pomiarów CSA w przebiegu monitorowania postępów rehabilitacji CSA wzrośnie o 10%, wskazane jest utrzymanie lub obniżenie nasilenia ćwiczeń (Smith, 2008). W przeciwnym razie można mówić o niedopasowaniu ćwiczeń do gojenia urazu (Smith, 2008) i zwiększonym ryzyku ponownej kontuzji spowodowanej nadmiernym wysiłkiem fizycznym (Smith, 2008). Sekwencyjny pomiar CSA pozwala na wykrycie objawów zwiastunowych
zbliżającej się ponownej kontuzji i zapobieganie jej (Smith, 2008). Sekwencyjne pomiary CSA (Barrett et al., 2023; Kent Allen et al., 2012) są również wykorzystywane w badaniu przesiewowym koni pod kątem przeciążenia treningowego zmniejszając ryzyko urazów (Barrett et al., 2023). Pomiary sekwencyjne tej samej kończyny i porównanie wyników pomiędzy kolejnymi badaniami są uzasadnione dużym zróżnicowaniem międzyosobniczym CSA (Smith, 2008). U zdrowych koni, tCSA ścięgna mięśnia zginacza powierzchownego palców, mierzone w połowie wysokości śródręcza, może wahać się od 80 do 130 mm<sup>2</sup> (Smith, 2008).

Ultrasonograficzny pomiar grubości skóry i warstwy tłuszczu podskórnego (ang. *subcutaneous fat plus skin thickness*, SF–Skin) stanowi alternatywną metodę oceny rozmieszczenia i stopnia otłuszczenia konia (Martin–Gimenez et al., 2016; Silva et al., 2016). Pomiary te wykorzystywano również podczas oceny wpływu grubości skóry i tkanki podskórnej na emisję energii cieplnej z powierzchni ciała (Domino et al., 2020) oraz przewodnictwo sygnału EMG (Farina & Rainoldi, 1999). Wykazano, że tkanka podskórna powoduje osłabienie sygnału EMG i poszerzenie potencjałów generowanych przez mięśnie. Efekty te można częściowo skompensować za pomocą filtrowania sygnału z wykorzystaniem filtrów wysokoprzepustowych (Farina & Rainoldi, 1999).

W medycynie ludzkiej, pomiar pola przekroju mięśni (ang. *muscle cross–sectional area*, mCSA) i grubości mięśni (ang. *muscle thickness*, MT) jest przeprowadzany w celu oceny efektów ćwiczeń, skuteczności zabiegów rehabilitacyjnych oraz monitorowania przebiegu leczenia i progresji choroby (Lindner et al., 2010). W medycynie weterynaryjnej koni, pomiar MT znalazł zastosowanie w ocenie stopnia zaniku mięśni w diagnostyce przewlekłego bólu grzbietu i ocenie skuteczności ćwiczeń mobilizacyjnych (García Liñeiro et al., 2017; Lucas et al., 2022; Stubbs et al., 2011; Sullivan et al., 2022), planowaniu przedoperacyjnym plastyki mięśni (Satoh et al., 2019, 2020a) oraz oceny wpływu treningu na wielkość mięśni szkieletowych (Fitzharris et al., 2020, 2023). Ponieważ maksymalna siła generowana przez mięsień jest wprost proporcjonalna do jego pola przekroju (Kearns, McKeever, et al., 2002), MT ma również wpływ na moc wyjściową mięśni (Kearns, McKeever, et al., 2002) oraz ich aktywności skurczowej (Ursini et al., 2022).

## 3.2.1.3. Zastosowanie kliniczne badania ultrasonograficznego

Dotychczasowe badania i pomiary strukturalna mięśni ujętych w niniejszej pracy zestawiono w tabelach 5 i 6.

Wybrane mięśnie kończyny piersiowej oraz miednicznej badano przede wszystkim pod kątem oceny strukturalnej. W odniesieniu do wybranych mięśni kończyny piersiowej, ocenę strukturalną w badaniu USG przeprowadzono dla m. podobojczykowego (Cullen et al., 2020; Tnibar et al., 1999), m. nadgrzebieniowego (Lindner et al., 2010; Tnibar et al., 1999), m. podgrzebieniowego (Tnibar et al., 2001; Whitcomb et al., 2006), m. naramiennego (Cullen et al., 2020), m. trójgłowego ramienia (Cullen et al., 2020; Smit et al., 2024; Smith et al., 1996), m. dwugłowego ramienia (Cullen et al., 2020; Mcdiarmid, 1997; Pasquet et al., 2008; Spadari et al., 2009; Tnibar et al., 2001), m. prostownika promieniowego nadgarstka (Fürst et al., 2010; Kearns, McKeever, et al., 2002; Kearns, Mckeever, et al., 2002; Lindner et al., 2010; Russell et al., 2017; Smit et al., 2024), m. prostownika wspólnego palców (Birch et al., 1999; Chanda et al., 2021; Smit et al., 2024), m. prostownika bocznego palców (Ashton, 2018; Cullen et al., 2020; Smit et al., 2024) oraz m. zginacza łokciowego nadgarstka (Cullen et al., 2020; Smit et al., 2024). W odniesieniu do wybranych mięśni kończyny miednicznych, ocenę strukturalną w badaniu USG przeprowadzono dla m. prostownika długiego palców (Lindner et al., 2010), m. dwugłowego uda (Smit et al., 2024), m. czworogłowego uda – m. obszernego bocznego (Denoix & Coudry, 2019; Kearns, McKeever, et al., 2002; Kearns, Mckeever, et al., 2002), mm. pośladkowych – m. pośladkowego średniego i m. pośladkowego powierzchownego (Bertoni et al., 2013; Lindner et al., 2010; Smit et al., 2024; Tabozzi et al., 2021), m. półścięgnistego (Lindner et al., 2010; Smit et al., 2024; Walmsley et al., 2010) oraz m. półbłoniastego (Cullen et al., 2020; Walmsley et al., 2010).

Pomiary strukturalne, uwzględniające MT oraz mCSA, opisano jedynie dla m. nadgrzebieniowego (Lindner et al., 2010; Tnibar et al., 1999), m. podgrzebieniowego (Tnibar et al., 1999), m. dwugłowego ramienia (Tnibar et al., 1999), m. prostownika promieniowego nadgarstka (Kearns, Mckeever, et al., 2002; Lindner et al., 2010), m. prostownika wspólnego palców (Birch et al., 1999), m. prostownika długiego palców (Lindner et al., 2010), m. czworogłowego uda (Kearns, Mckeever, et al., 2002), mm. pośladkowych (Lindner et al., 2010; Tabozzi et al., 2021) oraz m. półścięgnistego (Lindner et al., 2010).

Lp.	Nazwa mięśnia	Zastosowanie kliniczne	Ocena strukturalna	Pomiar strukturalny
1	m. podobojczykowy	Diagnostyka przerwania ciągłości mięśnia jako pierwotnej przyczyny kulawizny (Cullen et al., 2020)	Echogeniczność, obecność płynu, obraz odpowiadający tworzeniu się krwiaka, zaburzenie wzorca włókien mięśniowych, uszkodzenie powięzi i zmiana wielkości mięśnia (Cullen et al., 2020)	Nie badano
		Opis prawidłowego obrazu USG ścięgien okolicy ramienia (Tnibar et al., 1999)	Echogeniczność, układ włókien mięśniowych, kształt, położenie (Tnibar et al., 1999)	Nie badano
2	m. nadgrzebieniowy	Ocena powtarzalności i odtwarzalności pomiarów grubości mięśni szkieletowych (Lindner et al., 2010)	Nie badano	MT: 34,96 mm ± 6,44 mm (Lindner et al., 2010)
		Opis prawidłowego obrazu USG ścięgien	Echogeniczność, układ włókien mięśniowych, kształt, nalożenia (Tniber et al. 1000)	TT: 10–60 mm (Tnibar
3	m. podgrzebieniowy	Diagnostyka i leczenie uszkodzeń ścięgna i kaletki maziowej m. podgrzebieniowego (Whitcomb et al., 2006)	Echogeniczność, ciągłość włókien, zwiększony przekrój poprzeczny (nie podano wartości pomiarów) (Tnibar et al., 1999; Whitcomb et al., 2006)	Nie badano
		Opis prawidłowego obrazu USG ścięgien okolicy ramienia (Tnibar et al. 1999)	Echogeniczność, układ włókien mięśniowych, kształt, położenie (Tnibar et al. 1999)	TT: 9–31 mm (Tnibar et al. 1999)
4	m. naramienny	Diagnostyki przerwania ciągłości mięśnia jako pierwotnej przyczyny kulawizny (Cullen et al, 2020)	Echogeniczność, obecność płynu, obraz odpowiadający tworzeniu się krwiaka, zaburzenie wzorca włókien mięśniowych, uszkodzenie powięzi i zmiana wielkości mięśnia (Cullen et al., 2020)	Nie badano
5	m. trójgłowy ramienia	Diagnostyka przerwania ciągłości mięśnia jako pierwotnej przyczyny kulawizny (Cullen et al, 2020)	Echogeniczność, obecność płynu, obraz odpowiadający tworzeniu się krwiaka, zaburzenie wzorca włókien mięśniowych, uszkodzenie powięzi i zmiana wielkości mięśnia (Cullen et al., 2020)	Nie badano
		Ocena zmian strukturalnych w obrębie mięśnia dotkniętych miopatią poanestetyczną (Smith et al., 1996)	Echogeniczność mięśnia (Smith et al., 1996)	Nie badano
		Wybórumiejscowieniaelektrodpowierzchniowychdobadaniaelektromiograficznego (Smit et al., 2024)	Lokalizacja granic mięśni, obszarów ścięgien i kierunku włókien mięśniowych (Smit et al., 2024)	Nie badano
6	m. dwugłowy ramienia	Diagnostyka przerwania ciągłości mięśnia jako pierwotnej przyczyny kulawizny (Cullen et al.,	Echogeniczność, obecność płynu, obraz odpowiadający tworzeniu się krwiaka, zaburzenie wzorca włókien	Nie badano

Tabela 5. Zastosowanie kliniczne badania USG w ocenie strukturalnej wybranych mięśni szkieletowych kończyny piersiowej konia.

		2020)	mięśniowych, uszkodzenie powięzi i zmiana wielkości mięśnia (Cullen et al. 2020)	
		Diagnostyka przerwania ciągłości mięśnia (Spadari et al. 2009)	Echogeniczność i układ włókien mięśniowych (Spadari et al. 2009)	Nie badano
		Diagnostyka przyśrodkowego przemieszczenia m. dwugłowego ramienia u źrebięcia (Mcdiarmid, 1997)	Echogeniczność, przebieg włókien mięśniowych, położenie mięśnia (Mcdiarmid, 1997)	Nie badano
		Opis prawidłowego obrazu USG ścięgien okolicy ramienia (Pasquet et al., 2008; Tnibar et al., 1999)	Echogeniczność, układ włókien mięśniowych, kształt, położenie (Pasquet et al., 2008; Tnibar et al., 1999)	TT: 7–22 mm w zależności od strefy pomiaru (Tnibar et al., 1999)
7	m. prostownik promieniowy nadgarstka	Ocena powtarzalności i odtwarzalności pomiarów grubości mięśni szkieletowych (Lindner et al., 2010)	Nie badano	MT: 29,71 mm ± 3,72 mm (Lindner et al., 2010)
		Ocena ilości masy beztłuszczowej i jego związku z wyczynowością koni w biegu na 1 milę (Kearns, McKeever, et al., 2002; Kearns, Mckeever, et al., 2002)	Nie badano	MT 60 mm ± 2 mm (Kearns, Mckeever, et al., 2002) Nie badano
		Diagnostyka uszkodzenia ścięgna (Fürst et al., 2010; Russell et al., 2017)	Echogeniczność ścięgna, ciągłość i przebieg włókien (Fürst et al., 2010; Russell et al., 2017)	Nie badano
		Diagnostyka przerwania ciągłości mięśnia jako pierwotnej przyczyny kulawizny (Cullen et al., 2020)	Echogeniczność, obecność płynu, obraz odpowiadający tworzeniu się krwiaka, zaburzenie wzorca włókien mięśniowych, uszkodzenie powięzi i zmiana wielkości mięśnia (Cullen et al., 2020)	Nie badano
		Wybór umiejscowienia elektrod powierzchniowych do badania elektromiograficznego (Smit et al. 2024)	Lokalizacja granic mięśni, obszarów ścięgien i kierunku włókien mięśniowych (Smit et al., 2024)	
8	m. prostownik wspólny palców	Diagnostyka zmian strukturalnych przy limfocytarnym zapaleniu pochewki ścięgnowej (Chanda et al., 2021)	Echogeniczność ścięgna, obecność i charakter płynu w pochewce ścięgnowej (Chanda et al., 2021)	Nie badano

		Ocena przerostu mięśnia wywołanego ćwiczeniami na bieżni (Birch et al., 1999)	Nie badano	mCSA: $25-32 \pm 2$ mm <sup>2</sup> (Birch et al., 1999) tCSA: $25 \pm 2$ mm <sup>2</sup> w przedziale od $29 \pm 3$
				mm do $32 \pm 2$ mm (Birch et al., 1999)
		Wybórumiejscowieniaelektrodpowierzchniowychdobadaniaelektromiograficznego (Smit et al. 2024)	Lokalizacja granic mięśni, obszarów ścięgien i kierunku włókien mięśniowych (Smit et al., 2024)	Nie badano
9	m. prostownik boczny palców	Diagnostyka przerwania ciągłości mięśnia jako pierwotnej przyczyny kulawizny (Cullen et al., 2020)	Echogeniczność mięśnia, ciągłość włókien, zwiększony przekrój poprzeczny (nie podano wartości pomiarów) (Cullen et al., 2020)	Nie badano
		Diagnostyka entezopatii i uszkodzenia o charakterze awulsyjnym (Ashton, 2018) Wybór umiejscowienia elektrod	Echogeniczność mięśnia, struktura kości w miejscu przyczepu (Ashton, 2018)	Nie badano
		powierzchniowych do badania elektromiograficznego (Smit et al. 2024)	Lokalizacja granic mięśni, obszarów ścięgien i kierunku włókien mieśniowych (Smit et al. 2024)	Nie badano
10	m. prostownik	Nie badano	Nie badano	Nie badano
11	nadgarstka nadgarstka	Diagnostyka przerwania ciągłości mięśnia jako pierwotnej przyczyny kulawizny (Cullen et al., 2020)	Echogeniczność mięśnia, obecność płynu, obraz odpowiadający tworzeniu się krwiaka, zaburzenie wzorca włókien mięśniowych, uszkodzenie powięzi i zmiana wielkości mięśnia (Cullen et al., 2020)	Nie badano
		Wybórumiejscowieniaelektrodpowierzchniowychdobadaniaelektromiograficznego (Smit et al., 2024)	Lokalizacja granic mięśni, obszarów ścięgien i kierunku włókien mięśniowych (Smit et al., 2024)	Nie badano

m. – mięsień; mCDA – powierzchnia przekroju poprzecznego mięśnia (ang. *muscle cross sectional area*); MT – grubość mięśnia (ang. *muscle thickness*); tCSA – powierzchnia przekroju poprzecznego ścięgna (ang. *tendon cross sectional area*); TT – grubość ścięgna (ang. *tendon thickness*); USG – badanie ultrasonograficzne (ang. *ultrasonography*).

Lp.	Nazwa mięśnia	Zastosowanie kliniczne	Ocena strukturalna	Pomiar strukturalny
1	m. piszczelowy doczaszkowy	Nie badano	Nie badano	Nie badano
2	m. prostownik długi palców	Ocena powtarzalności i odtwarzalności pomiarów grubości mięśni szkieletowych (Lindner et al., 2010)	Nie badano	MT: 29,71 mm ± 3,72 mm (Lindner et al., 2010)
3	m. dwugłowy uda	Wybórumiejscowieniaelektrodpowierzchniowychdobadaniaelektromiograficznego (Smit et al., 2024)	Lokalizacja granic mięśni, obszarów ścięgien i kierunku włókien mięśniowych (Smit et al., 2024)	Nie badano
4	m. czworogłowy uda	Ocena ilości masy beztłuszczowej i jego związku z wyczynowością koni w biegu na 1 milę (Kearns, Mckeever, et al., 2002)	Nie badano	MT: 88 cm $\pm$ 7 cm u samców, MT 81 cm $\pm$ 3 cm u samic (Kearns, Mckeever, et al., 2002)
		Opis prawidłowego obrazu ultrasonograficznego (Denoix & Coudry, 2019)	Echogeniczność, kształt i położenie (Denoix & Coudry, 2019)	Nie badano
5	m. napinacz powięzi szerokiej	Nie badano	Nie badano	Nie badano
6	mm. pośladkowe (m. pośladkowy powierzchowny;	Ocena uszkodzeń ścięgna przy awulsyjnym złamaniu krętarza trzeciego kości udowej (Bertoni et al., 2013)	Ocena echogeniczności i zwiększenia obrysu ścięgna (Bertoni et al., 2013)	Nie badano
	m. pośladkowy średni)	Ocena powtarzalności i odtwarzalności pomiarów grubości mięśni szkieletowych (Lindner et al., 2010)	Nie badano	MT: $62 \text{ mm} \pm 6,94 \text{ mm}$ (Lindner et al. 2010) Nie badano
		Ocena możliwości wykorzystania badania USG do oceny zawartości glikogenu w mięśniach szkieletowych (Tabozzi et al., 2021)	Ocena skali szarości (Tabozzi et al., 2021)	
		Wybór umiejscowienia elektrod powierzchniowych do badania	Lokalizacja granic mięśni, obszarów ścięgien i kierunku włókien mięśniowych (Smit et al., 2024)	Nie badano

Tabela 6. Zastosowanie kliniczne badania USG w ocenie strukturalnej wybranych mięśni szkieletowych kończyny miednicznej konia.

		elektromiograficznego (Smit et al., 2024)		
7	m. półścięgnisty	Ocena powtarzalności i odtwarzalności pomiarów grubości mięśni szkieletowych (Lindner et al., 2010)	Nie badano	MT: 104,64 mm ± 9,43 mm (Lindner et al., 2010)
		Diagnostyka przerwania ciągłości mięśnia jako pierwotnej przyczyny kulawizny (Cullen et al., 2020)	Echogeniczność mięśnia, obecność płynu, obraz odpowiadający tworzeniu się krwiaka, zaburzenie wzorca włókien mięśniowych, uszkodzenie powięzi i zmiana wielkości mięśnia (Cullen et al., 2020)	Nie badano
		Diagnostyka i leczenie przerwania ciągłości mięśnia (Walmsley et al., 2010)	Echogeniczność mięśnia, ciągłość włókien mięśniowych, zwiększenie obrysu mięśnia, obecność płynu/krwiaka wewnątrz mięśnia (Walmsley et al., 2010)	Nie badano
		Wybórumiejscowieniaelektrodpowierzchniowychdobadaniaelektromiograficznego (Smit et al., 2024)	Lokalizacja granic mięśni, obszarów ścięgien i kierunku włókien mięśniowych (Smit et al., 2024)	Nie badano
8	m. półbłoniasty	Diagnostyka przerwania ciągłości mięśnia jako pierwotnej przyczyny kulawizny (Cullen et al., 2020)	Echogeniczność mięśnia, obecność płynu, obraz odpowiadający tworzeniu się krwiaka, zaburzenie wzorca włókien mięśniowych, uszkodzenie powięzi i zmiana wielkości mięśnia (Cullen et al., 2020) Echogeniczność mięśnia, ciągłość włókien	Nie badano
		Diagnostyka i leczenie przerwania ciągłości mięśnia (Walmsley et al., 2010)	mięśniowych, zwiększenie obrysu mięśnia, obecność płynu/krwiaka wewnątrz mięśnia (Walmsley et al., 2010)	Nie badano

m. – mięsień; mm. – mięśnie; MT – grubość mięśnia (ang. *muscle thickness*); USG – badanie ultrasonograficzne (ang. *ultrasonography*).

#### 3.3. Metody badania funkcjonalnego wybranych mięśni szkieletowych konia

Diagnostyka funkcjonalna ma na celu wykrycie zaburzeń funkcji aparatu ruchu i tym zminimalizowanie ryzyka powstania zespołów bólowych samym urazu oraz i przeciążeniowych mięśni, kości i stawów (Deacon, 2013; Franklin et al., 2015; Serrao et al., 2018). Diagnostyka funkcjonalna uwzględnia odpowiednio ocenę wzorców ruchowych, aktywności mieśni, balansu ciała, mechanizmu przemieszczenia się i zdolności motorycznych (Deacon, 2013; Franklin et al., 2015; Serrao et al., 2018). Wśród wykorzystywanych u koni metod diagnostyki funkcjonalnej aparatu ruchu wymienia się badanie EMG (Gamucci et al., 2022; Valentin & Zsoldos, 2016), elektrostymulację funkcjonalną (ang. functional electrical stimulation, FES) (Schils & Ober, 2022; Stubbs et al., 2006), badanie mechanomiograficzne (ang. mechanomyography, MMG) (Harrison et al., 2013), badanie z wykorzystaniem inercyjnej jednostki pomiarowej (ang. inertial measurement unit, IMU) (Mccracken et al., 2012), badanie z wykorzystaniem systemu przechwytywania ruchu (ang. motion capture system, MCS)(Keegan et al., 2010; Mccracken et al., 2012), algometrie (Haussler & Erb, 2006; Pongratz & Licka, 2017), badanie z wykorzystaniem maty biometrycznej (Uldahl et al., 2021) oraz posturografię (Gomes-Costa et al., 2015).

Spośród wymienionych metod, badanie EMG cechuje możliwość oceny funkcji mięśni oraz przewodnictwa nerwowo–mięśniowego. Z tego względu w niniejszej pracy badanie EMG zostało wybrane do oceny funkcjonalnej poszczególnych mięśni szkieletowych konia i opisane szczegółowo w kolejnych podrozdziałach.

FES jest metodą terapeutyczno–diagnostyczną, która polega na pobudzaniu aktywności skurczowej mięśni poprzez stymulację impulsami elektrycznymi (Ravara et al., 2015; Schils & Ober, 2022. Obserwacja ruchu mięśni podczas stymulacji FES pozwala na ocenę ich symetrii i zakresu ruchu (Schils & Ober, 2022). Podczas zastosowania diagnostycznego FES, ocenie podlegają wzorce ruchu klasyfikowane wizualnie jako prawidłowe lub nieprawidłowe. Nieprawidłowe wzorce ruchu obejmują nadmierną ruchliwość lub zmniejszoną ruchliwość stymulowanej okolicy ciała. Takie podejście pozwala na lokalizację miejsca dysfunkcji, które będzie podlegało dalszej ocenie z wykorzystaniem innych procedur diagnostycznych (Domańska–Kruppa et al., 2024; Schils & Ober, 2022). Badanie FES znajduje zastosowanie w diagnostyce dysfunkcji mięśni nadosiowych wynikającej z bólu okolicy piersiowo–lędźwiowej, okolicy lędźwiowo–krzyżowej i okolicy szyi (Schils & Ober, 2022).

Badanie MMG wykorzystuje mikrofony, czujniki piezoelektryczne i akcelerometry do rejestracji drgań powstających w trakcie aktywności skurczowej mięśnia. Badanie MMG jest

uważane za metodę komplementarną do badanie EMG ponieważ wykrywa wczesne zmiany aktywności skurczowej poszczególnych mięśni wynikające z zaburzenia ich struktury (Harrison et al., 2013; Ibitoye et al., 2014). Wykorzystanie MMG, wspartej BIA i akcelerometrią, umożliwia wykrycie dysfunkcji mięśni wynikającej z ich atrofii i uszkodzenia włókien mięśniowych. Kombinacja tych nieinwazyjnych metod diagnostycznych umożliwia lokalizację zaburzeń funkcjonalnych mięśni u koni ze zdiagnozowanymi współistniejącymi problemami ortopedycznymi. Zaproponowana diagnostyka funkcjonalna zwiększyć trafność identyfikacji mięśni wykazujących nieprawidłową aktywność skurczową i przywrócenie ich sprawności z wykorzystaniem ukierunkowanych programów rehabilitacyjnych (Harrison et al., 2013).

IMU wykorzystuje bezprzewodowe czujniki inercyjne, takie jak akcelerometr i żyroskop, do pomiaru przyspieszenia i predkości katowej określonych okolic ciała podczas wykonywania ruchu. Następnie na podstawie wzajemnych relacji między mierzonymi zmiennymi IMU pozwala na wnioskowanie o prawidłowości lub zaburzeniu wzorcu ruchu (Crecan & Pestean, 2023; Wennerstrand et al., 2004, 2009). W zależności od wybranego układu pomiarowego czujniki są umieszczane w następujących lokalizacjach: w okolicy miednicy, na głowie i na prawej kończynie piersiowej (trzy czujniki, urządzenie pomiarowe: Lameness Locator); na głowie pomiędzy uszami, na kłębie, na linii pośrodkowa konia i w innych obszarach zgodnie z zaleceniami producenta w zależności od ocenianego parametru (od trzech do ośmiu czujników, urządzenie pomiarowe: Equigait); na głowie pomiędzy uszami, na kłębie, w okolicy kości krzyżowej, w okolicy mostka, na kończynie piersiowej i na kończynie miednicznej (osiem czujników, urządzenie pomiarowe: Equimoves); oraz na głowie pomiędzy uszami, w okolicy kości krzyżowej i na kończynach (sześć czujników, urządzenie pomiarowe: Xsens) (Bosch et al., 2018; Crecan & Peştean, 2023). Poszczególne układy pomiarowe analizują ruch pionowy tułowia (Lameness Locator), asymetrię chodu, ruch grzbietu, interakcje koń-jeździec (Equigait), ruch kopyt, ukątowanie kończyn, asymetrię górnej części ciała (Equimoves) oraz asymetrie chodu i ruch kończyn (Xsens). Na tej podstawie generowany jest raport o wzorcu ruchu przydatny w diagnostyce kulawizny podczas badania ortopedycznego (Keegan et al., 2010; Mccracken et al., 2012; Skiöldebrand et al., 2023). IMU wychwytuje drobne zaburzenia wzorca ruchu, które są trudne do zauważenia gołym okiem i dostarcza danych ilościowych o jakości chodu zarówno u zdrowych jak i u kulawych koni (Wennerstrand et al., 2004, 2009). IMU staje się coraz bardziej popularną metodą dodatkową w badaniu ortopedycznym koni (Keegan et al., 2010) ze względu na obiektywizację objawów dysfunkcji aparatu ruchu

wspomagającą podejmowanie dalszych decyzji diagnostycznych (Bosch et al., 2018; Crecan & Peştean, 2023; Wennerstrand et al., 2004, 2009).

MCS to optyczny system wykorzystujący technologie przechwytywania ruchu, która pozwala na scharakteryzowanie kontroli postawy podczas wykonywanych określonych ruchów poprzez pomiar kinematyczny (Eveleigh et al., 2023). Do tej pory wysokie koszty systemu i uwarunkowania techniczne (dostępność dużych pomieszczeń pozwalających na zamontowanie systemu kamer) ograniczyły wykorzystanie tradycyjnych systemów przechwytywania ruchu do zastosowań w ośrodkach naukowych (Eveleigh et al., 2023; Hernlund et al., 2024; Martin et al., 2014). W metodzie MCD, zapis trójwymiarowych danych kinematycznych umożliwia system optyczny składającego się z szybkich kamer podczerwonych, w liczbie zależnej od producenta sprzętu, np. 18 (Oqus700+, Qualisys AB) (Spoormakers et al., 2023a). Pomiary MCS moga być synchronizowane z badaniem EMG co znacznie ułatwia dalszą analizę obydwóch typów danych. Kamery odczytują ruch ciała dzięki systemowi znaczników, np. odblaskowych znaczników superkulistych (Qualisys AB, 19 mm średnicy), które przykleja się do powierzchni skóry konia w miejscach odpowiadających anatomicznej lokalizacji określonych punktów orientacyjnych (Spoormakers et al., 2023a). Technologia przechwytywania ruchu bez wykorzystania znaczników, w szczególności z zastosowaniem standardowych kamer optycznych, podobnie jak klasyczna MCS, dostarcza informacji na temat kinematyki chodu (Eveleigh et al., 2023). Wymagania rynku i rozwój technologii doprowadziły do opracowania oprogramowania (Sleip), które umożliwia metryczną analizę ruchu z wykorzystaniem kamery optycznej i aplikacji w telefonie komórkowym. Ta podręczna metoda, dostosowana do badania konia w kłusie, ma jest przydatna w pracy terenowej. Dzięki wykorzystaniu algorytmów sztucznej inteligencji, narzędzie to stanowi biomechanicznych dobra alternatywe dla pomiarów z wykorzystaniem drogich i czasochłonnych klasycznych systemów MCS.

Algometria służy do oceny siły nacisku jaką pacjent może tolerować w określonej okolicy ciała. Reakcja konia na znaną siłę nacisku jest mierzona w postaci mechanicznego progu reakcji nocyceptywnej (ang. *mechanical nociceptive thresholds*, MNTs), który jest obiektywnym i powtarzalnym wskaźnikiem dysfunkcji aparatu ruchu (Haussler, 2020; Haussler & Erb, 2006). Pomiar algotmetryczny jest wykorzystywany jako metoda uzupełniająca badanie palpacyjne podczas badania ortopedycznego (Domańska–Kruppa et al., 2024) w celu lokalizacji bolesnej okolicy ciała i obiektywnego porównania odpowiedzi na zastosowane leczenie i zabiegi rehabilitacyjne (Haussler, 2020; Haussler & Erb, 2006).

Również maty biometryczne mierzą wartość ale i dystrybucję siły nacisku z tym, że wywieranej na grzbiet konia przez siodło lub siodło i jeźdźca (Hernlund et al., 2024). Maty biometryczne są więc wykorzystywane podczas badania ortopedycznego jako metoda uzupełniająca badanie konia w ruchu pod siodłem i pod jeźdźcem testowym (Dyson, 2013, 2016; Dyson & Greve, 2016). Ponieważ niektóre rodzaje kulawizny są widoczne jedynie podczas pracy konia pod siodłem (Domańska–Kruppa et al., 2024; Dyson & Greve, 2016) obiektywizacja wpływu siodła i jeźdźca na wynik badania ortopedycznego pozwala na rozróżnienie zaburzeń wzorca ruchu wynikającego z wpływu siły nacisku jeźdźca, pracy mięśni jeźdźca, jego koordynacji i równowagi na grzbiecie konia oraz zaburzeń niezwiązanych z wielkością i/lub jakością obciążenia grzbietu konia (Hernlund et al., 2024). Innymi narzędziami wykorzystywanymi w podobnym celu są czujniki tensometryczne przymocowywane do wodzy lub do strzemion, które mierzą odpowiednie siły oddziaływania jeźdźca (Hernlund et al., 2024).

Z kolei posturografia mierzy siłę reakcji podłoża (ang. *ground reaction force*, GRF) na siłę nacisku wywieraną przez konia na platformę naciskową (Hobbs et al., 2018). W spoczynku wskaźnik siły nacisku kopyta (ang. *center of pressure*, COP), jest rzutem środka ciężkości ciała (ang. *center of gravity*, COG) (Hobbs et al., 2018), natomiast podczas ruchu COP jest rozkładana na składowe kierunkowe i analizowana w funkcji czasu (Hobbs et al., 2018). Dla wybranych składowych COP mierzone są wartości szczytowe i czas ich działania (Hobbs et al., 2018), które są następnie porównywane między poszczególnymi kończynami tego samego konia i poszczególnymi końmi. Badanie posturograficzne znalazło zastosowanie w ocenie wzorca ruchu opartej na lądowaniu i przemieszczaniu się kopyta w trakcie ruchu oraz zmianach balansu kopyta po jego korekcji (Pitti et al., 2018). Badanie posturograficzne jest wykorzystywane również do oceny rozwoju równowagi posturalnej u źrebiąt (Nauwelaerts et al., 2013; Pitti et al., 2018), oceny efektów posturalnych zasłaniania oczu u zdrowych koni (Pitti et al., 2018), wykrywania zmian kompensacyjnych u kulawych koni (Pitti et al., 2018).

## 3.3.1. Badanie elektromiograficzne wybranych mięśni szkieletowych

Badanie EMG wykorzystuje elektrody oraz system rejestratorów, wzmacniaczy, filtrów i konwerterów analogowo-cyfrowych do rejestracji aktywności mioelektrycznej mięśni (Petrofsky, 1980; Wang et al., 2013). Na skutek działania bodźca fizjologicznego, którym w przypadku mięśni szkieletowych jest acetylocholina uwalniana z synaps nerwowo-

mięśniowych, dochodzi do depolaryzacji błony komórkowej, która aktywuje kanały dla dokomórkowego szybkiego prądu jonów sodowych. Fala depolaryzacyjna przesuwa się na powierzchni sarkolemy i za pośrednictwem cewek poprzecznych powoduje uwolnienie ze zbiorników końcowych, zlokalizowanych we wnętrzu miocytów, wolnych jonów wapniowych. Uwolnione jony wapniowe łączą się z podjednostką C troponiny, prowadząc do uwolnienia aktyny, która styka się z głowami miozyny, prowadząc do uaktywnienia jej właściwości enzymatycznych. Kontakt cząsteczek aktyny z cząsteczkami miozyny prowadzi do hydrolizy adenozynotrisfosforanów i w konsekwencji do zmiany konformacji układu przestrzennego tych cząsteczek i ślizgowego wsunięcia się filamentów cienkich aktyny na nitki grube miozyny. Ruch ślizgowy skutkuje skracaniem się mięśnia widocznym jako skurcz. Depolaryzacja błony komórkowej miocytów, mierzona w postaci aktywność mioelektrycznej, prowadzi w ten sposób do skurczu mięśnia, mierzonego jako aktywność skurczowa, w procesie noszącym nazwę sprzężenia elektromechanicznego (Traczyk, 1997).

## 3.3.1.1. Rejestracja sygnału elektromiograficznego

Badanie EMG, ze względu na rodzaj wykorzystywanych elektrod pomiarowych, dzieli się na elektromiografię igłową (ang. *needle electromyography*, nEMG) i elektromiografię powierzchniową (ang. *surface electromyography*, sEMG) (Andersen & Skov, 2017; Rubin, 2019).

Badanie nEMG jest badaniem inwazyjnym, które wymaga wbicia elektrod igłowych przez skórę w brzuśce wybranych mięśni szkieletowych (Rubin, 2019). Badanie to pozwala na precyzyjną rejestrację sygnału nEMG z badanego mięśnia i daje możliwość pomiaru aktywności mioelektrycznej z niezakłóconym przewodnictwem sygnału pomiędzy mięśniem a elektrodą. Z tego względu badanie nEMG jest preferowane do oceny przewodnictwa nerwowo-mięśniowego (Wijnberg et al., 2004, 2006, 2013) oraz funkcji głębokich mięśni szkieletowych (Wijnberg et al., 2013). Opisane zastosowania nEMG obejmują m.in. badanie wpływu substancji czynnych na wystąpienie progu bólowego (Diez Bernal et al., 2020; Mühlemann et al., 2021; Spadavecchia et al., 2006), badanie neurotoksycznego działania polimyksyny B (van Spijk et al., 2022), analizy pomiarów polisomnograficznych u źrebiąt (Zanker et al., 2021), wykrywania dysfunkcji w obrębie przewodnictwa nerwów i mięśni zaopatrujących okolice krtani (Cercone, Hokanson, et al., 2019; Cercone, Olsen, et al., 2019), czy diagnostyki przypadków wystąpienia zaburzeń przewodnictwa nerwowo-mięśniowego w przebiegu choroby pastwiskowej koni (Wijnberg et al., 2006; Zakia et al., 2019) oraz

okresowego porażenia hiperkaliemicznego koni (Robinson et al., 1990).

Badanie sEMG jest badaniem nieinwazyjnym wykorzystujacym elektrody powierzchniowe przyklejane na skórę pokrywającą wybrane mięśnie lub grupy mięśni. W nowoczesnych systemach pomiarowych wykorzystywanych u koni, zarówno elektrody powierzchniowe jak i rejestratory są przyklejane do skóry konia. Następnie sygnał sEMG jest przesyłany droga radiowa do układu pomiarowego, który może znajdować się w odległości od kilku do kilkunastu metrów od badanego konia. Przesył sygnału odbywa się bezprzewodowo, co umożliwia badania konia w ruchu (Valentin & Zsoldos, 2016). Badanie sEMG pozwala na globalną rejestrację sygnału sEMG generowanego przez wybrany mięsień leżący bezpośrednio pod skórą, z uwzględnieniem przewodnictwa sygnału w przestrzeni pomiędzy elektrodą a mięśniem (Allami Sanjani et al., 2023b; Gamucci et al., 2022; Sun et al., 2022b). Z tego względu w niniejszej pracy uwzględniono nie tylko ocenę strukturalną badanego mięśnia, ale też pomiar SF-Skin reprezentujący przestrzeń przewodzącą sygnał.

Nieinwazyjność i łatwość przeprowadzenia pomiaru sprawiają, że badanie sEMG może być wykorzystywane w monitorowaniu codziennej pracy koni (Cathcart et al., 2024; Shaw et al., 2021), diagnostyce ortopedycznej (S. L. George et al., 2022; Zaneb et al., 2009), kinezjologii (Colborne et al., 2001; Eveleigh et al., 2023; Franklin et al., 2015; Gómez Álvarez et al., 2008; Robert et al., 1999, 2002; Wennerstrand et al., 2004), rehabilitacji (Allami Sanjani et al., 2023b; Cathcart et al., 2024; Zellner et al., 2017) i optymalizacji treningu (Cheung et al., 1998; Colborne et al., 2001; Crook et al., 2010; Robert et al., 2002; Takahashi et al., 2018, 2020, 2021). Badanie sEMG znalazło również zastosowanie w diagnostyce neurologicznej (Aman et al., 2018; Huntington et al., 1991) w tym w diagnostyce różnicowej (Wijnberg et al., 2009; Aman et al., 2018) i leczeniu (Wijnberg et al., 2009) chorób o podłożu neuromotorycznym, m.in. neurologicznych zaburzeń chodu charakteryzujących się niesymetryczną hipermetrią kończyn miednicznych (Aman et al., 2018), chodu koguciego (Wijnberg et al., 2009) i choroby pastwiskowej koni.

#### 3.3.1.2. Przetwarzanie sygnału elektromiograficznego

Sygnał sEMG, reprezentujący typowy sygnał bioelektryczny, opisywany jest z wykorzystaniem dwóch domen – domeny czasu i domeny częstotliwości oraz odpowiednich dla danej domeny cech sygnału sEMG (Muceli & Merletti, 2024a).

W domenie czasu sygnał sEMG jest reprezentowany przez dwie podstawowe cechy – amplitudę (ang. *amplitude*) (Huntington et al., 1991; Levionnois et al., 2010; L. B. St. George

et al., 2023; L. St. George & Williams, 2013; Zellner et al., 2017; Zsoldos et al., 2018) i czas trwania aktywności mioelektrycznej (ang. duration) (Huntington et al., 1991; Robert et al., 2002; L. B. St. George et al., 2023) oraz szereg cech zależne od amplitudy. W analizie sygnału sEMG wybranych mieśni szkieletowych koni, spośród cech zależnych od amplitudy badano: siłę sygnału (ang. root mean square, RMS) (Cheung et al., 1998; Levionnois et al., 2010; Spadavecchia et al., 2004, 2010), wartość średnia przebiegu czasowego (ang. average rectified value, ARV) zintegrowaną aktywność EMG (ang. integrated electromyography, iEMG) (Aman et al., 2018; Busse et al., 2021; Knaggs et al., 2022; Robert et al., 2002; Smit et al., 2024; L. St. George et al., 2019; Takahashi et al., 2018) oraz stosunek sygnału do szumu (ang. signal to noise ratio, SNR) (Peham et al., 2001). Amplituda, RMS i czas trwania mogą być mierzone dla pojedynczych pęczków aktywności mioelektrycznej (ang. bursts) (Cheung et al., 1998; Huntington et al., 1991; L. St. George et al., 2021; L. St. George & Williams, 2013; Zellner et al., 2017), reprezentujących ciąg potencjałów czynnościowych, lub wybranego przedziału czasowego (Levionnois et al., 2010). Natomiast ARV i iEMG każdorazowo wymagają określenia przedziału czasowego dla którego wartości amplitudy sygnału sEMG są uśredniane (ARV) lub całkowane (iEMG). Przedział ten, w cytowanych badaniach, wahał się od 1 ms (Robert et al., 2002) do 100 ms (Knaggs et al., 2022; Rankins et al., 2022), obejmował czas trwania pojedynczego pęczka aktywności lub pojedynczego kroku. Również czas trwania pęczka aktywności normalizowano względem czasu trwania pojedynczego kroku, analizując wyrażony w procentach czas trwania aktywności mioelektrycznej względem czasu trwania kroku (ang. duration of total stride duration, D/stride D) (Huntington et al., 1991; Robert et al., 2002; L. St. George et al., 2021). Takie podejście wymaga jednoczesnego zsynchronizowanego w czasie pomiarów sEMG oraz MCS. Biorąc pod uwagę, że każdy neuron ruchowy przekazuje wzdłuż swojego aksonu sekwencję potencjałów czynnościowych do unerwionych włókien mięśniowych (Muceli & Merletti, 2024a), w dotychczasowych publikacjach amplituda sygnału sEMG bywa nazywana również potencjałem czynnościowym jednostki motorycznej (ang. motor unit action potential, MUAP) (L. St. George & Williams, 2013) lub maksymalna aktywnością mięśni (ang. maximum muscle activity, MMA) (Zellner et al., 2017). Ciekawym podejściem obliczeniowym było również uwzględnienie średniej lokalizacji trybu (ang. mean mode locations, MML) i średniej wartości trybu (ang. mean mode values, MMV) (Zsoldos et al., 2018), jednak ich zależność od amplitudy i czasu trwania pęczka aktywności wymaga doprecyzowania. Z kolei w badaniach wykorzystujących sEMG jako metodę pomiarową odpowiedzi na bodziec stymulujący, moment osiągnięcia amplitudy sygnału sEMG,

reprezentującej potencjał czynnościowy mięśnia, opisywano za pomocą intensywności bodźca wywołującego (ang. *nociceptive withdrawal reflex*, NWR) (Levionnois et al., 2010; Mühlemann et al., 2021; Spadavecchia et al., 2002, 2003, 2004, 2005, 2006, 2010).

W domenie częstotliwości sygnał sEMG jest reprezentowany przez częstotliwości (drgania harmoniczne) obecne w sygnale i odpowiadające im amplitudy, które zmieniają się w sposób niesekwencyjny. Obie domeny, a wiec obydwie reprezentacje sygnału sEMG, są ze sobą powiązane a przejście z jednej domeny do drugiej zapewnia odpowiednia transformata (Muceli & Merletti, 2024a). W analizie sygnału sEMG wybranych mięśni szkieletowych rejestrowanego u koni, główną cechą ocenianą w domenie częstotliwości jest mediana częstotliwości (ang. median frequency, MF), której uzyskanie wymaga przeprowadzenia transformaty Fouriera (Busse et al., 2021; Colborne et al., 2001; Takahashi et al., 2020). W domenie częstotliwości oceniana jest również intensywność aktywności EMG (ang. electromyography intensity, Intensity) i częstotliwość amplitudy szczytowej (ang. peak amplitude frequency, PAF) (L. St. George & Williams, 2013), jednak cechy te były badane u koni jedynie w pojedynczych publikacjach. Rzadko stosowany pomiar Intensity może wynikać z konieczności przeprowadzenia analizy falkowej (L. St. George & Williams, 2013). Natomiast PAF wydaje się być wstępną adaptacją częstotliwości szczytowej fal alfa (ang. peak alpha frequency, PAF') (Angelakis et al., 2004), która nie znalazła kontynuacji w dalszych badaniach u koni, nawet prowadzonych przez ten sam zespół (S. L. George et al., 2022; L. St. George et al., 2019, 2021; L. B. St. George et al., 2023). Warto zwrócić uwage, że oryginalna PAF' jest mierzona w badaniu elektroencefalograficznym w hercach Hz (Angelakis et al., 2004) podczas gdy jej potencjalny odpowiednik w badaniu sEMG był zwracany w voltach V (L. St. George & Williams, 2013), co wymaga dalszego doprecyzowania definicji cechy.

Opublikowane dotychczas metody rejestracji i analizy sygnału sEMG wybranych mięśni szkieletowych koni zestawiono w tabeli 7 z uwzględnieniem badanych mięśnie, systemów pomiarowych oraz etapów rejestracji i przetwarzania sygnału (częstotliwość próbkowania sygnału i stosowane metody filtracji sygnału), które mają wpływ na cechy sygnału. Warto zauważyć, że surowy sygnał sEMG był badany jedynie w kilku wczesnych pracach poświęconych zastosowaniu fenytoiny w leczeniu chodu koguciego (Huntington et al., 1991), korelacji cech sygnału sEMG i cech kinematycznych kończyn miednicznych w kłusie na bieżni (Robert et al., 1999), ocenie filtracji sygnału sEMG (Peham et al., 2001) oraz wpływu ketaminy na odruch cofania kończyny miednicznej pod wpływem bodźców elektrycznych u koni w znieczuleniu wziewnym izofluranem (Levionnois et al., 2010).

Lp.	Badane mięśnie	System pomiarowy / liczba elektrod* / próbkowanie sygnału	Filtracja sygnału sEMG	Cechy sygnału [jednostka]
1	m. prostownik długi palców (Huntington et al.,	MS9la EMG system, Medelec	Sygnał surowy	amplituda [µV];
	1991)	Limited/ brak danych / brak danych		czas trwania [s]
2	m. prostownik długi palców	ATCodas Data Acquisition System,	Filtr górnoprzepustowy, 40 Hz	RMS [µV]
	(Cheung et al., 1998)	DATAQ Instruments Inc / 2		
		elektrody + elektroda uziemiająca /		
2		500 Hz		
3	m. dwugłowy uda, m. czworogłowy uda, mm.	Minisomno Myodata, Mazet	Sygnał surowy	D/stride D [%]
	posladkowe, m. napinacz powięzi szerokiej, m.	Electronique / 14 electrod +		
	et al., 1999)	elektroda uziemiająca / 1200 Hz		
4	m. naramienny (Colborne et al., 2001)	ASYST, A/D Labmaster / 2	Filtr środkowoprzepustowy	MF [Hz]
		elektrody + elektroda uziemiająca /	30–1000 Hz	
		1024 Hz		
5	m. pośladkowy średni, m. trójgłowy ramienia, m.	Noraxon Inc / brak danych / 1200	Sygnał surowy;	SNR [dB]
	najdłuższy (Peham et al., 2001)	Hz	Filtr dolnoprzepustowy,	
			(Butterwortha 5–rzędu) 10 Hz	
6	m. płatowaty, m. trójgłowy ramienia,	Minisomno Myodata, Mazet	Sygnał surowy	$iEMG [mV \times s];$
	m. pośladkowy średni, m. napinacz powięzi	Electronique / 12 elektrod +		D/stride D [%]
	szerokiej, m. najdłuższy, m. prosty brzucha (Robert	elektroda uziemiająca / 1200 Hz		
7	et al., 2002) m. prostownik bogzny palaów m. prostownik	Plue Sensor NE 60 K/HC	Filtr áradkowonrzonustowy	
/	wspólny palców m prostownik promieniowy	Medicotest / 6 elektrod + elektrode	(1 rządu) 7 200 Hz	
	nadgarstka (Spadavecchia et al. 2002)	uziemiaiaca / 1280 Hz	(1–12ędu), 7–200 Hz	
8	m. prostownik wspólny palców, m. piszczelowy	Blue Sensor, NF–60–K/HC,	Filtr środkowoprzepustowy	NWR [mA]
	doczaszkowy (Spadavecchia et al., 2003)	Medicotest / 4 elektrody +	(1–rzędu), 7–200 Hz	
		elektroda uziemiająca / 1280 Hz		
9	m. prostownik wspólny palców, m. piszczelowy	Blue Sensor, NF–60–K/HC,	Filtr środkowoprzepustowy	NWR [mA]; RMS [µV]
	doczaszkowy (Spadavecchia et al., 2004)	Medicotest / 4 elektrody / 1024 Hz	(1–rzędu), 7–200 Hz	
		lub 1000 Hz		
10	m. naramienny (Levionnois et al., 2010)	Synapse, Ambu A/S / brak danych /	Sygnał surowy	amplituda [µV];
		1000 Hz		RMS [µV]

Tabela 7. Przetwarzanie sygnału sEMG w ocenie funkcjonalnej wybranych mięśni szkieletowych konia.

\_

\_

11	m. naramienny, m. prostownik wspólny palców (Spadavecchia et al., 2010)	Synapse, Ambu A/S / 4 elektrody / 1024 Hz	Filtr środkowoprzepustowy (1–rzędu), 7–200 Hz	NWR [mA]; RMS [µV]
12	m. pośladkowy średni, m. dwugłowy uda, m.	Brak danych / 10 elektrod +	Filtr górnoprzepustowy	Intensity $[mV^2]$
	czworogłowy uda m prostownik długi palców m	elektroda uziemiająca / 2000 Hz	(Butterwortha 3–rzedu) 20 Hz	
	brzuchsty hydki (Crook et al. 2010)	elektroda uziennająca / 2000 Hz	(Dutter wortha 5 12çuu) 20112	
12	m naíladhann naviarzahanny m tráiglann	Triana Dalaya Ina / 9 alalitrad /	Eilte delnenezenusterru	amplitudo [V], DAE [V]
15	m. postadkowy powierzchowny, m. uojgłowy	Inglio, Delsys Inc / 8 elektrou /	Thu domoprzepusiowy	
	ramienia, m. najdłuższy (L. St. George & Williams,	4000 Hz	(Butterwortha 5–rzędu) 10 Hz	
	2013)			
14	m. prostownik promieniowy nadgarstka, m.	Telemyo Mini 16, Noraxon Inc / 4	Filtr dolnoprzepustowy	amplituda [mV]
	ramienno-głowowy (Zellner et al., 2017)	elektrody / 1200 Hz	(Butterwortha) 10 Hz	
15	m. dwugłowy uda, m. napinacz powiezi szerokiej,	ZB-150H, Nihon Kohden / 8	Filtr środkowoprzepustowy, 15–500	iEMG $[mV \times s]$ ; MF $[Hz]$
	m. pośladkowy średni, m. najdłuższy (Takahashi et	elektrod / 1000 Hz	Hz	
	al. 2018)			
16	m dwugłowy uda m czworogłowy uda (Aman et	Brak danych / 16 elektrod / 1000	Filtr górnoprzepustowy	$iEMG [mV \times s]$
10	al 2018)	Hz	(Butterwortha) 20 Hz	
17	m pośladkowy średni (Zsoldos et al. 2018)	Trigno Delsys Inc / 8 elektrod /	Filtr dolnoprzepustowy	amplituda [V]: MMV [V]:
17	m. posładkowy sredm (Zsołdoś et al., 2010)	hrak danyah	(Butterworths 4, rzedu) 20 Hz	MMI [%]
10	m takialarra namiania m dumalarra uda (I St	Triene Deleve Ine / 4 elektroder /	(Butter wortha 4–12çuu) 20112	DMC [V], signal lags
18	m. trojgłowy ramienia, m. dwugłowy uda (L. St.	Ingno, Delsys Inc / 4 elektrody /	Filtr gornoprzepustowy	KIVIS $[\mu\nu]$ ; signal loss
	George et al., 2018)	4000 Hz	(Butterwortha) 20 Hz, 40 Hz, 60	[%]; residual signal [%]
			Hz, 80 Hz i filtr dolnoprzepustowy	
			450 Hz; rekomendowany filtr	
			górnoprzepustowy: 40 Hz	
19	m. dwugłowy uda (L. St. George et al., 2019)	Trigno, Delsys Inc / 2 elektrody /	Filtr środkowoprzepustowy	ARV [%];
		4000 Hz	górnoprzepustowy (Butterwortha)	iEMG $[mV \times s]$
			20 – 450 Hz i/lub normalizacja	
			i/lub filtr górnoprzepustowy	
			(Butterwortha) 40 Hz	
20	m. podgrzebieniowy, m. naramienny, m. płatowaty,	ZB–150H, Nihon Kohden / 8	Filtr środkowoprzepustowy	iEMG $[mV \times s]$ ; MF $[Hz]$
	m. ramienno–głowowy (Takahashi et al., 2020)	elektrod / 1000 Hz	(Besselfilter), 30–500 Hz	
21	m dwugłowy uda m półściegnisty (Busse et al.	SEMG Analyzer software suite	Filtr górnoprzepustowy	$iEMG [uV \times s]$ : MF [Hz]
	2021)	(BTS Bioengineering Corporation	(Butterwortha 3–rzedu) 40 Hz i filtr	
	/	(Dirsc MA) / 4 elektrody / brak	dolnonrzenustowy (Butterwortha	
		donuch	3 rzedu) 450 Hz	
$\mathbf{r}$	m pośladkowy środni m dwysłowy wdo m	Triana Dalava Ina / 6 alalitrad /	5-125uu) 450 112 Eiltr aárnanrzanustauru	omplitudo [uV]:
LL	m. postaukowy steam, m. awugtowy uda, m.	2000 LL	(Dettermently) 20 Hz City	ampituda $[\mu v]$ ,
	nojgiowy ramienia (L. St. George et al., 2021)	2000 HZ	(Butterwortna) 20 Hz 1 filtr	czas trwania [s]

\_

			dolnoprzepustowy 450Hz, filtr górnoprzepustowy 40 Hz	
23	m. pośladkowy powierzchowny (Knaggs et al., 2022)	Trigno, Delsys Inc / 4 elektrody / brak danych	Filtr środkowoprzepustowy 5–420 Hz	amplituda [ $\mu$ V]; iEMG [ $\mu$ V × s]
24	m. prostownik promieniowy nadgarstka, m. półściegnisty, m. najdłuższy (Rankins et al., 2022)	MR 3.14, Noraxon Inc / 6 elektrod / 2000 Hz	Filtr środkowoprzepustowy (Butterwortha) 40 – 450 Hz	ARV [%]; MF [Hz]
25	m. trójgłowy ramienia, m. najszerszy grzbietu, m. pośladkowy powierzchowny, m. dwugłowy uda, m. półścięgnisty (S. L. George et al., 2022)	Trigno, Delsys Inc / 10 elektrod / 2000 Hz	Filtrgórnoprzepustowy(Butterwortha)20Hzi dolnoprzepustowy450Hz, filtrgórnoprzepustowy40Hz	ARV [%]; D/stride D [%]
26	m. najdłuższy, m. najszerszy grzbietu, m. trójgłowy ramienia, m. pośladkowy powierzchowny, m. dwugłowy uda, m. półścięgnisty (L. B. St. George et al., 2023)	Trigno, Delsys Inc / 12 elektrod / 2000 Hz	Filtrgórnoprzepustowy(Butterwortha),20Hzi dolnoprzepustowy,450Hz,górnoprzepustowy	Normalizowane: amplituda [µV]; czas trwania [s]
27	m. dwugłowy uda, m. ramienno-głowowy, m. naramienny, m. prostownik wspólny palców, m. prostownik promieniowy nadgarstka, m. prostownik boczny palców, m. prostownik długi palców, m. zginacz łokciowy nadgarstka, m. zginacz głęboki palców, m. pośladkowy średni, m. najszerszy grzbietu, m. najdłuższy, m. piersiowy zstępujący, m. piersiowy wstępujący, m. prosty brzucha, m. półścięgnisty, m. płatowaty, m. trójgłowy ramienia, m. czworogłowy uda (Smit et al., 2024)	SAGA, TMSi / brak danych / 4000 Hz	Filtr środkowoprzepustowy (Butterwortha 4–rzędu) 40–450 Hz	SNR [dB]; CoV [%]

\* – liczba elektrod jednobiegunowych; ARV – wartość średnia przebiegu czasowego (ang. *average rectified value*); CoV – współczynnik zmienności (ang. *coefficient of variation*); D/stride D – czas trwania względem czasu trwania kroku (ang. *duration of total stride duration*); EMG – elektromiografia (ang. *electromyography*); iEMG – zintegrowana aktywność EMG (ang. *integrated electromyography*); Intensity – intensywność aktywności EMG (ang. *electromyography intensity*); MF – mediana częstotliwości (ang. *mediane frequency*); MML – średnia lokalizacja trybu (ang. *mean mode locations*); MMV – średnia wartości trybu (ang. *mean mode values*); NWR – intensywność bodźca wywołującego (ang. *nociceptive withdrawal reflex*); PAF – częstotliwość amplitudy szczytowej (ang. *peak amplitude frequency*); RMS – siła sygnału (ang. *root mean square*); sEMG – elektromiografia powierzchniowa (ang. *surface electromyography*); SNR – stosunek sygnału do szumu (ang. *signal to noise ratio*).

#### 3.3.1.3. Zastosowanie kliniczne badania elektromiograficznego

Dotychczasowe badania sEMG wybranych mięśni szkieletowych u koni, wraz z zastosowaniem klinicznym, celem badania i rodzajem badanego ruchu, zestawiono w tabelach 8 i 9.

W odniesieniu do wybranych mięśni kończyn piersiowych, badanie sEMG przeprowadzono dla m. podgrzebieniowego (Takahashi et al., 2020), m. naramiennego (Colborne et al., 2001; Levionnois et al., 2010; Smit et al., 2024), m. trójgłowego ramienia (S. L. George et al., 2022; Peham et al., 2001; Robert et al., 2002; Smit et al., 2024; L. St. George et al., 2021; L. B. St. George et al., 2023; L. St. George & Williams, 2013; Takahashi et al., 2021), m. prostownika promieniowego nadgarstka (Rankins et al., 2022; Smit et al., 2024; Spadavecchia et al., 2002; Zellner et al., 2017), m. prostownika wspólnego palców (Smit et al., 2024; Spadavecchia et al., 2002, 2003, 2004, 2005, 2010; Takahashi et al., 2021), m. prostownika bocznego palców (Smit et al., 2024; Spadavecchia et al., 2022; Takahashi et al., 2021), oraz m. zginacza łokciowego nadgarstka (Smit et al., 2024).

W odniesieniu do wybranych mięśni kończyn miednicznych, badanie sEMG przeprowadzono dla m. piszczelowego doczaszkowego (Spadavecchia et al., 2003, 2004, 2005) (Spadavecchia et al., 2003, 2004, 2005), m. prostownika długiego palców (Aman et al., 2018; Cheung et al., 1998; Crook et al., 2010; Huntington et al., 1991; Smit et al., 2024; Takahashi et al., 2021; Zaneb et al., 2009), m. dwugłowy uda (Busse et al., 2021; Crook et al., 2010; Robert et al., 2019, 2021; L. B. St. George et al., 2023; L. St. George & Williams, 2013; Takahashi et al., 2018), m. czworogłowego uda (Aman et al., 2018; Crook et al., 2010; Robert et al., 1999; Smit et al., 2010; Robert et al., 2022; Takahashi et al., 2024), m. napinacza powięzi szerokiej (Aman et al., 2018; Robert et al., 2002; Takahashi et al., 2018), mm. pośladkowe (Crook et al., 2010; Knaggs et al., 2021; L. B. St. George et al., 2001; Robert et al., 2010; Smit et al., 2022; Peham et al., 2001; Robert et al., 1999, 2002; Smit et al., 2024; L. St. George et al., 2021; L. B. St. George et al., 2024; L. St. George et al., 2021; Robert et al., 2023; L. St. George et al., 2010; Knaggs et al., 2022; Rankins et al., 2023; L. St. George & Williams, 2013; Takahashi et al., 2018; Zaneb et al., 2009; Zsoldos et al., 2018), oraz m. półścięgnisty (Busse et al., 2021; S. L. George et al., 2022; Rankins et al., 2022; Smit et al., 2024; Takahashi et al., 2021; S. L. George et al., 2022; Rankins et al., 2022; Smit et al., 2024; Takahashi et al., 2021; S. L. George et al., 2022; Rankins et al., 2022; Smit et al., 2024; Takahashi et al., 2021; S. L. George et al., 2022; Rankins et al., 2022; Smit et al., 2024; Takahashi et al., 2021; Zaneb et al., 2009).

Lp.	Nazwa mięśnia	Zastosowanie kliniczne	Cel badania	Badany ruch
1	m. podobojczykowy	Nie badano	Nie badano	Nie badano
2	m. nadgrzebieniowy	Nie badano	Nie badano	Nie badano
3	m. podgrzebieniowy	Trening (Takahashi et al., 2020)	Określenie zmian aktywności mięśni pod wpływem wysiłku (Takahashi et al., 2020)	Kłus (Takahashi et al., 2020) Galop (Takahashi et al., 2020)
4	m. naramienny	Trening (Colborne et al., 2001; Takahashi et al., 2020) Ocena skuteczności terapii (Levionnois et al., 2010) Optymalizacja pomiarów sEMG (Smit et al., 2024)	Określenie zmian aktywności mięśni pod wpływem wysiłku (Colborne et al., 2001; Takahashi et al., 2020) Ocena aktywności przeciwbólowej ketaminy i izofluranu u koni przy użyciu modelu odruchu cofania kończyny (Levionnois et al., 2010) Opracowanie zaleceń dotyczących lokalizacji elektrod podczas wykonywania zadań dynamicznych (Smit et al. 2024)	Kłus (Smit et al., 2024; Takahashi et al., 2020) Galop (Colborne et al., 2001; Takahashi et al., 2020) Stymulacja elektryczna (Levionnois et al., 2010)
5	m. trójgłowy ramienia	Trening (Robert et al., 2002; L. St. George et al., 2021; L. St. George & Williams, 2013; Takahashi et al., 2021) Optymalizacja pomiarów sEMG (Peham et al., 2001; Smit et al., 2024; L. St. George et al., 2018, 2023) Diagnostyka ortopedyczna (S. L. George et al., 2022)	Zmiana aktywności mięśni rekrutowanych w poszczególnych fazach skoku (L. St. George & Williams, 2013) Porównanie aktywności mięśni pomiędzy wewnętrzną i zewnętrzną parą kończyn podczas galopu (L. B. St. George et al., 2023) Określenie powtarzalności i odtwarzalności pomiarów sEMG (L. St. George et al., 2023) Porównanie aktywności mięśni w modelu indukowanej kulawizny (S. L. George et al., 2022) Ocena aktywacji mięśni koni o różnej technice skoku w celu zidentyfikowania obiektywnych wskaźników wydajności skokowej (L. St. George et al., 2021) Wpływ wysiłku fizycznego na aktywność mięśni i stabilizację stawów (Takahashi et al., 2021) Zmiana aktywności mięśni przy	<ul> <li>Stęp (S. L. George et al., 2022; Peham et al., 2001)</li> <li>Kłus (S. L. George et al., 2022; Robert et al., 2022; Robert et al., 2002; Smit et al., 2024;</li> <li>L. St. George et al., 2018, 2023)</li> <li>Galop (L. B. St. George et al., 2023; Takahashi et al., 2021)</li> <li>Skok (L. St. George et al., 2021; L. St. George &amp; Williams, 2013)</li> </ul>

Tabela 8. Zastosowanie kliniczne badania sEMG w ocenie funkcjonalnej wybranych mięśni szkieletowych kończyny piersiowej konia.

			zwiększeniu prędkości kłusa (Robert et al., 2002) Opracowanie metod filtrowania w analizie sygnałów sEMG (Peham et al., 2001) Opracowanie zaleceń dotyczących lokalizacji elektrod podczas wykonywania zadań dynamicznych (Smit et	
6	m. dwugłowy	Nie badano	al., 2024) Określenie optymalnej częstotliwości granicznej tłumienia szumów o niskiej częstotliwości w sygnałach sEMG (L. St. George et al., 2018) Nie badano	Nie badano
7	ramienia m. prostownik promieniowy nadgarstka	Ocena skuteczności terapii (Rankins et al., 2022; Spadavecchia et al., 2002) Rehabilitacja (Zellner et al., 2017) Optymalizacja pomiarów sEMG (Smit et al., 2024)	Wpływ krótkotrwałego podawania klenbuterolu na aktywność mięśni (Rankins et al., 2022) Wpływ kinezjoterapii na aktywności mięśniowej (Zellner et al., 2017) Pomiar odpowiedzi receptora nocyceptywnego na impulsy elektryczne u przytomnych koni przy użyciu modelu odruchu cofania kończyny (Spadavecchia et al., 2002) Opracowanie zaleceń dotyczących lokalizacji elektrod podczas wykonywania zadań dynamicznych (Smit et al., 2024)	Stęp (Rankins et al., 2022; Zellner et al., 2017) Kłus (Rankins et al., 2022; Smit et al., 2024; Zellner et al., 2017) Stymulacja elektryczna (Spadavecchia et al., 2002)
8	m. prostownik wspólny palców	Trening (Takahashi et al., 2021) Ocena skuteczności terapii (Spadavecchia et al., 2002, 2003, 2004, 2005, 2010) Optymalizacja pomiarów sEMG (Smit et al., 2024)	Wpływ wysiłku fizycznego na aktywność mięśni i stabilizację stawów (Takahashi et al., 2021) Wpływ izofluranu odruchową aktywność mięśni (Spadavecchia et al., 2010) Wpływ romifidyny na próg bólowy u przytomnych koni przy użyciu modelu odruchu cofania kończyny (Spadavecchia et al., 2005) Wpływ stymulacji elektrycznej o różnym natężeniu i częstotliwości podprogowej na aktywność mięśni u przytomnych koni przy użyciu modelu odruchu cofania kończyny (Spadavecchia et al., 2004) Wpływ stymulacji elektrycznej o stopniowanym natężeniu na aktywność mięśni u przytomnych koni	Kłus (Smit et al., 2024) Galop (Takahashi et al., 2021) Stymulacja elektryczna (Spadavecchia et al., 2002, 2003, 2004, 2005, 2010)

			przy użyciu modelu odruchu cofania kończyny (Spadavecchia et al., 2003) Pomiar odpowiedzi receptora nocyceptywnego na impulsy elektryczne u przytomnych koni przy użyciu modelu odruchu cofania kończyny (Spadavecchia et al., 2002)	
			Opracowanie zaleceń dotyczących lokalizacji elektrod podczas wykonywania zadań dynamicznych (Smit et al., 2024)	
9	m. prostownik boczny palców	Trening (Takahashi et al., 2021) Ocena skuteczności terapii (Spadavecchia et al., 2002) Optymalizacja pomiarów sEMG (Smit et al., 2024)	Wpływ wysiłku fizycznego na aktywność mięśni i stabilizację stawów (Takahashi et al., 2021) Pomiar odpowiedzi receptora nocyceptywnego na impulsy elektryczne u przytomnych koni przy użyciu modelu odruchu cofania kończyny (Spadavecchia et al., 2002) Opracowanie zaleceń dotyczących lokalizacji elektrod podczas wykonywania zadań dynamicznych (Smit et al. 2024)	Kłus (Smit et al., 2024) Galop (Takahashi et al., 2021) Stymulacja elektryczna (Spadavecchia et al., 2002)
10	m. prostownik łokciowy nadgarstka	Nie badano	Nie badano	Nie badano
11	m. zginacz łokciowy nadgarstka	Optymalizacja pomiarów sEMG (Smit et al., 2024)	Opracowanie zaleceń dotyczących lokalizacji elektrod podczas wykonywania zadań dynamicznych (Smit et al., 2024)	Kłus (Smit et al., 2024)

m. – mięsień; sEMG – elektromiografia powierzchniowa (ang. surface electromyography).

\_\_\_\_

Lp.	Nazwa mięśnia	Zastosowanie kliniczne	Cel badania	Badany ruch
1	m. piszczelowy doczaszkowy	Ocena skuteczności terapii (Spadavecchia et al., 2003, 2004, 2005)	Wpływ izofluranu na odruchową aktywność mięśni Wpływu romifidyny na próg bólowy u przytomnych koni przy użyciu modelu odruchu cofania kończyny (Spadavecchia et al., 2005) Wpływ stymulacji elektrycznej o różnym natężeniu i częstotliwości podprogowej na aktywność mięśni u przytomnych koni przy użyciu modelu odruchu cofania kończyny (Spadavecchia et al., 2004) Wpływ stymulacji elektrycznej o stopniowanym natężeniu na aktywność mięśni u przytomnych koni przy użyciu modelu odruchu cofania kończyny (Spadavecchia et al., 2003)	Stymulacja elektryczna (Spadavecchia et al., 2003, 2004, 2005)
2	m. prostownik długi palców	Trening (Cheung et al., 1998; Crook et al., 2010; Takahashi et al., 2021) Diagnostyka neurologiczna (Aman et al., 2018) Diagnostyka ortopedyczna (Zaneb et al., 2009) Ocena skuteczności terapii (Huntington et al., 1991) Optymalizacja pomiarów sEMG (Smit et al., 2024)	<ul> <li>Wpływ wysiłku fizycznego na aktywność mięśni (Cheung et al., 1998; Takahashi et al., 2021)</li> <li>Aktywność mięśni kończyn miednicznych u koni z shivering (Aman et al., 2018)</li> <li>Wpływ prędkości i nachylenia bieżni na aktywność mięśni kończyn miednicznych (Crook et al., 2010)</li> <li>Wpływ przewlekłej kulawizny na aktywność mięśni kończyn piersiowych i miednicznych (Zaneb et al., 2009)</li> <li>Wpływ fenytoiny na aktywność mięśni u koni z kogucim chodem (Huntington et al., 1991)</li> <li>Opracowanie zaleceń dotyczących lokalizacji elektrod podczas wykonywania zadań dynamicznych (Smit et al. 2024)</li> </ul>	Stęp (Aman et al., 2018; Cheung et al., 1998; Crook et al., 2010; Huntington et al., 1991; Zaneb et al., 2009) Kłus (Aman et al., 2018; Cheung et al., 1998; Crook et al., 2010; Huntington et al., 1991; Smit et al., 2024; Zaneb et al., 2009) Galop (Takahashi et al., 2021)
3	m. dwugłowy uda	Trening (George & Williams, 2013; Takahashi et al., 2018) Optymalizacja pomiarów sEMG (Robert et al., 1999; Smit et al., 2024; L. St. George et al., 2019, 2023)	Porównanie aktywności mięśni pomiędzy wewnętrzną i zewnętrzną parą kończyn podczas galopu (L. B. St. George et al., 2023) Porównanie aktywności mięśni w modelu indukowanej kulawizny (S. L. George et al., 2022)	Stęp (Aman et al., 2018; Busse et al., 2021; Crook et al., 2010; S. L. George et al., 2022; Zaneb et al., 2009)

Tabela 9. Zastosowanie kliniczne badania sEMG w ocenie funkcjonalnej wybranych mięśni szkieletowych kończyny miednicznej konia.

	Diagnostyka ortopedyczna (S. L. George et al., 2022; Zaneb et al., 2009) Ocena skuteczności terapii (Busse et al., 2021) Diagnostyka neurologiczna (Aman et al., 2018)	Ocena aktywacji mięśni koni o różnej technice skoku w celu zidentyfikowania obiektywnych wskaźników wydajności skokowej (L. St. George et al., 2021) Wpływ kwasu 3–hydroksy–3–metylomasłowego na aktywność mięśni (Busse et al., 2021) Wpływ różnych metod filtrowania pasmowo– przepustowego na czułość identyfikacji różnic w pomiarach amplitudy sygnału sEMG (L. St. George et al., 2019) Charakterystyka aktywności mięśni kończyn miednicznych u koni z shiveringiem (Aman et al., 2018) Wpływ wysiłku fizycznego na aktywność mięśni (Takahashi et al., 2018) Wpływ prędkości i nachylenia bieżni na aktywność mięśni kończyn miednicznych (Crook et al., 2010) Wpływ przewlekłej kulawizny na aktywność mięśni kończyn piersiowych i miednicznych (Zaneb et al., 2009) Powiązanie danych kinematycznych z aktywnością mięśni (Robert et al., 1999) Opracowanie zaleceń dotyczących lokalizacji elektrod podczas wykonywania zadań dynamicznych (Smit et al., 2024)	Kłus (Aman et al., 2018; Busse et al., 2021; Crook et al., 2010; S. L. George et al., 2022; Robert et al., 1999; Smit et al., 2024; L. St. George et al., 2018, 2023; Zaneb et al., 2009) Galop (Busse et al., 2021; L. St. George et al., 2019; L. B. St. George et al., 2023; Takahashi et al., 2018) Skok (L. St. George et al., 2021)
m. czworogłowy uda	Trening (Crook et al., 2010)	al., 2024) Określenie optymalnej częstotliwości granicznej tłumienia szumów o niskiej częstotliwości w sygnałach sEMG (L. St. George et al., 2018) Wpływ prędkości i nachylenia bieżni na aktywność	Stęp (Aman et al., 2018;
	Diagnostyka neurologiczna (Aman et al., 2018) Optymalizacja pomiarów sEMG (Robert et al., 1999; Smit et al., 2024)	mięśni kończyn miednicznych (Crook et al., 2010) Powiązanie danych kinematycznych z aktywnością mięśni (Robert et al., 1999) Opracowanie zaleceń dotyczących lokalizacji elektrod podczas wykonywania zadań dynamicznych (Smit et al., 2024)	Crook et al., 2010) Kłus (Aman et al., 2018; Crook et al., 2010; Robert et al., 1999; Smit et al., 2024)

6	m. napinacz powięzi szerokiej	Diagnostyka neurologiczna (Aman et al., 2018) Trening (Robert et al., 2002; Takahashi et al., 2018)	Charakterystyka aktywności mięśni kończyn miednicznych u koni z shiveringiem (Aman et al., 2018) Wpływ wysiłku fizycznego na aktywność mięśni (Takahashi et al., 2018) Zmiana aktywności mięśni przy zwiększeniu prędkości	Stęp (Aman et al., 2018) Kłus (Aman et al., 2018; Robert et al., 2002) Galop (Takahashi et al., 2018)
7	mm. pośladkowe	Trening (Crook et al., 2010; Robert et al., 2002; L. St. George et al., 2021; L. B. St. George et al., 2023; L. St. George & Williams, 2013; Takahashi et al., 2018) Optymalizacja pomiarów sEMG (Peham et al., 2001; Robert et al., 1999; Smit et al., 2024; L. St. George et al., 2023; Zsoldos et al., 2018) Diagnostyka ortopedyczna (S. L. George et al., 2022; Zaneb et al., 2009) Rehabilitacja (Knaggs et al., 2022)	Zmiana aktywności mięśni rekrutowanych w poszczególnych fazach skoku (L. St. George & Williams, 2013) Porównanie aktywności mięśni pomiędzy wewnętrzną i zewnętrzną parą kończyn podczas galopu (L. St. George et al., 2023) Porównanie aktywności mięśni w modelu indukowanej kulawizny (S. L. George et al., 2022) Wpływ na aktywność mięśni przed i po terapii Equine Transeva Technique (Knaggs et al., 2022) Wpływ lokalizacji elektrod na wyniki pomiaru aktywności mięśnia (Zsoldos et al., 2018) Ocena aktywacji mięśni koni o różnej technice skoku w celu zidentyfikowania obiektywnych wskaźników wydajności skokowej (L. St. George et al., 2021) Wpływ ćwiczeń mobilizujących mięśnie posturalne na ich aktywność (Barsanti et al., 2021) Wpływ wysiłku fizycznego na aktywność mięśni (Takahashi et al., 2018) Wpływ prędkości i nachylenia bieżni na aktywność mięśni kończyn miednicznych (Crook et al., 2010) Wpływ przewlekłej kulawizny na aktywność mięśni kończyn piersiowych i miednicznych (Zaneb et al., 2009) Zmiana aktywności mięśni przy zwiększeniu prędkości kłusa (Robert et al., 2002) Ocena metody filtrowania w analizie sygnałów sEMG	Stęp (Crook et al., 2010; S. L. George et al., 2022; Peham et al., 2001; Zaneb et al., 2009; Zsoldos et al., 2018) Kłus (Crook et al., 2010; S. L. George et al., 2022; Robert et al., 2022; Robert et al., 2024; L. St. George et al., 2023; Zaneb et al., 2009; Zsoldos et al., 2010) Galop (L. B. St. George et al., 2023; Takahashi et al., 2018) Skok (L. St. George et al., 2021; L. St. George & Williams, 2013) Brak danych (Knaggs et al., 2022) Wykonywanie określonych ćwiczeń (Barsanti et al., 2021)

8	m. półścięgnisty	Trening (Takahashi et al., 2021) Diagnostyka ortopedyczna (S. L. George et al.,	(Peham et al., 2001) Opracowanie metod filtrowania w analizie sygnałów sEMG (Robert et al., 1999) Opracowanie zaleceń dotyczących lokalizacji elektrod podczas wykonywania zadań dynamicznych (Smit et al., 2024) Porównanie aktywności mięśni w modelu indukowanej kulawizny (S. L. George et al., 2022)	Stęp (S. L. George et al., 2022; Rankins et al.,
		2022; Zaneb et al., 2009) Ocena skuteczności terapii (Busse et al., 2021; Rankins et al., 2022)	Wpływ krótkotrwałego podawania klenbuterolu na aktywność mięśni (Rankins et al., 2022) Wpływ kwasu 3-hydroksy-3-metylomasłowego na	2022; Zaneb et al., 2009) Kłus (S. L. George et
		Optymalizacja pomiarów sEMG (Smit et al.,	aktywność mięśni (Busse et al., 2021)	al., 2022; Rankins et al.,
		2024)	Wpływ wysiłku fizycznego na aktywność mięśni i atchilizacja stawów (Takabashi et al. 2021)	2022; Smit et al., 2024;
			stabilizację stawow (lakanasni et al., 2021) Wpływ przewiekłej kulawizny na aktywność mieśni	Calon (Takahashi et al
			kończyn piersiowych i miednicznych (Zaneb et al., 2009)	2021)
			Opracowanie zaleceń dotyczących lokalizacji elektrod	
			podczas wykonywania zadań dynamicznych (Smit et	
Q	m nółbłoniasty	Nie badano	al., 2024) Nie badano	Nie badano
9	m. pororomasty	INE Datailo	NIE Dauano	INIC DAUAIIO

m. – mięsień; mm. – mięśnie; sEMG – elektromiografia powierzchniowa (ang. surface electromyography).

# **3** Hipotezy badawcze i cele pracy

Hipotezy badawcze:

- cechy sygnału sEMG poszczególnych mięśni szkieletowych konia różnią się w zależności od lokalizacji elektrod powierzchniowych wzdłuż przebiegu badanego mięśnia;
- Analiza cech sygnału sEMG reprezentujących wartość bezwzględną, czystość i zmienność sygnału – oraz cech strukturalnych w miejscu rejestracji sygnału – reprezentujących grubość badanego mięśnia i ośrodka przewodzącego sygnał – pozwala na wyznaczenie optymalnej lokalizacji elektrod powierzchniowych dla rejestracji sEMG;
- cechy sygnału sEMG rejestrowane w optymalnej lokalizacji różnią się w zależności od chodu konia.

Cele pracy:

- 1. Wykazanie zmienności cech sygnału sEMG zależnych od lokalizacji elektrod powierzchniowych wzdłuż przebiegu badanych mięśni.
- Wyznaczenie optymalnej lokalizacji elektrod powierzchniowych dla rejestracji sygnału sEMG wybranych mięśni szkieletowych konia.
- Określenie zmienności cech sygnału sEMG zależnych od chodu konia i charakterystycznych dla wybranych mięśni szkieletowych.

## 4 Materiał i metody

## 4.1 Zwierzęta

Badania przeprowadzono na 8 koniach będących własnością Szkoły Głównej Gospodarstwa Wiejskiego w Warszawie. Grupa badawcza obejmowała konie rasy konik polski (6 samic, 2 samce) w wieku od 6 do 12 lat (mediana 9 lat), o masie ciała od 420 do 470 kg (mediana 435 kg) oraz wysokości w kłębie od 128 do 145 cm (mediana 135 cm). Badania przeprowadzono za zgodą II Lokalnej Komisji Etycznej w Warszawie (uchwała nr WAW2/089/2020 z dnia 29 lipca 2020 r.).

Przez cały czas trwania doświadczenia konie były utrzymywane w stajni Szkoły Głównej Gospodarstwa Wiejskiego w Warszawie w warunkach zgodnych z wymaganiami zawartymi w art. 12 ust. 7 ustawy z dnia 21 sierpnia 1997 r. o ochronie zwierząt (Dz. U. z 2003 r. Nr 106, poz. 1002 z późniejszymi zmianami z 01.02.2005 r). Zwierzęta były utrzymywane na słomie ze stałym dostępem do wody oraz lizawki solno–mineralnej. Konie były żywione sianem w dawce dostosowanej do kondycji konia, podzielonej na trzy karmienia w ciągu dnia. Konie miały dostęp do piaszczystego padoku na którym przebywały codziennie co najmniej 6 godzin na dobę.

Przed rozpoczęciem badań oraz po ich zakończeniu konie poddano pełnemu badaniu ortopedycznemu zgodnie z wytycznymi Amerykańskiego Stowarzyszenia Praktyków ds. Koni (ang. American Association of Equine Practitioners, AAEP) (Gómez Álvarez & Oosterlinck, 2023). Badanie ortopedyczne obejmowało ocenę w spoczynku, badanie kliniczne w ruchu na twardym podłożu na linii prostej i ciasnych kołach w stępie i kłusie, próby zginania oraz badanie kliniczne w ruchu na miękkim podłożu we wszystkich trzech chodach. Wyniki badania ortopedycznego przedstawiono w 6–stopniowej skali w celu oceny stopnia kulawizny. W skali AAEP 0 oznacza kulawiznę niezauważalną na żadnym etapie badania, a 5 oznacza minimalne obciążenie kończyny w ruchu i/lub spoczynku lub całkowitą niezdolność konia do poruszania się. Do badań USG i sEMG zakwalifikowano wyłącznie konie ocenione na 0 w skali AAEP. Dane demograficzne oraz wyniki badań ortopedycznych zestawiono w tabeli 10. Podczas pełnego cyklu badań konie znajdowały się pod stałą opieką lekarsko–weterynaryjną.

L.p.	Dane demograficzne			Badanie ortopedyczne		
	wiek [lata]	płeć	masa ciała [kg]	wzrost [cm]	*przed	**po
1	6	wałach	450	135	0	0
2	6	klacz	435	130	0	0
3	9	klacz	420	130	0	0
4	8	klacz	420	135	0	0
5	12	ogier	470	145	0	0
6	11	klacz	440	128	0	0
7	9	klacz	435	140	0	0
8	12	klacz	430	135	0	0

Tabela 10. Dane demograficzne oraz wynik badania ortopedycznego koni zakwalifikowanych do badania USG i sEMG wybranych mięśni szkieletowych.

Badanie ortopedyczne, przeprowadzone zgodnie z wytycznymi Amerykańskiego Stowarzyszenia Praktyków ds. Koni (ang. *American Association of Equine Practitioners*, AAEP), oceniano w skali 6 stopniowej (0–5); sEMG – elektromiografia powierzchniowa (ang. *surface electromyography*); USG – badanie ultrasonograficzne (ang. *ultrasonography*); \*przed – badanie ortopedyczne przeprowadzono przed rozpoczęciem cyklu badań; \*\*po – badanie ortopedyczne przeprowadzone po zakończeniu pełnego cyklu badań.

## 4.2 Schemat badania

Cykl badań obejmował badanie USG oraz badanie sEMG dziewiętnastu wybranych mięśni powierzchownych: 1 – m. podobojczykowego, 2 – m. nadgrzebieniowego, 3 – m. podgrzebieniowego, 4 – m. naramiennego, 5 – m. trójgłowego ramienia, 6 – m. dwugłowego ramienia, 7 – m. prostownika promieniowego nadgarstka, 8 – m. prostownika wspólnego palców, 9 – m. prostownika bocznego palców, 10 – m. prostownika łokciowego nadgarstka, 11 – m. zginacza łokciowego nadgarstka, 12 – m. piszczelowego doczaszkowego, 13 – m. prostownika długiego palców, 14 – m. dwugłowego uda, 15 – m. czworogłowego uda, 16 – m. napinacza powięzi szerokiej, 17 – mm. pośladkowych (m. pośladkowowego powierzchownego i m. pośladkowego średniego), 18 – m. półścięgnistego oraz 19 – m. półbłoniastego.

Schemat badania USG opracowano w oparciu o zalecenia dotyczące obrazowania badanych obszarów u koni (Genovese et al., 1986; Lindner et al., 2010; Møller–Jensen et al., 2022; Tnibar et al., 1999; Young et al., 2021).

Schemat badania sEMG opracowano w oparciu o wytyczne protokołu SENIAM (Hermens et al., n.d.), zawierającego europejskie ujednolicone zalecenia dla badań sEMG

prowadzonych u ludzi. Protokół badania dostosowanio do specyfiki i warunków prowadzenia badań sEMG u koni (Gamucci et al., 2022; S. L. George et al., 2022; Spoormakers et al., 2023a; L. St. George et al., 2019, 2021, 2023; L. B. St. George et al., 2023; Zsoldos et al., 2018). Cykl badań przeprowadzono dla każdego konia według tego samego schematu.

. Przed przystąpieniem do wykonania pomiarów każdy koń przeszedł habituację polegający na naklejeniu elektrod, czujników i taśmy kinezjologicznej na skórę oraz przeszkoleniu do poruszania się w trzech chodach w ręce z asystentem. Wobec braku zachowań awersyjnych habituację przeprowadzono jednokrotnie,

Protokół badań, zilustrowany na rycinie 3, obejmował:

- A. przygotowanie konia do badań (wystrzyżenie sierści, umycie i odtłuszczenie powierzchni skóry, zabezpieczenie grzywy, zabezpieczenie ogona) (ryc. 3A);
- B. określenie położenia wybranych mięśni szkieletowych na podstawie badania palpacyjnego wyczuwalnych wyniosłości kostnych, stanowiących przyczepy mięśni, oraz brzuśców mięśni (zaznaczenie na powierzchni skóry regionów zainteresowania (ang. *regions of interest*; ROIs)) (ryc. 3B);
- C. potwierdzenie położenia wybranych mięśni szkieletowych na podstawie badania USG (ryc. 3C);
- D. przyklejenie elektrod powierzchniowych wzdłuż przebiegu mięśni w całym obszarze wyznaczonym przez ROI (ryc. 3D);
- E. przyklejenie czujników sEMG, połączenie czujników sEMG z elektrodami powierzchniowymi, zabezpieczenie czujników sEMG za pomocą taśmy kinezjologicznej (ryc. 3E);
- F. kontrola jakości sygnału sEMG na podstawie wartości oporu elektrycznego, korekta kontaktu elektrod i czujników ze skórą (ryc. 3F);
- G. przeprowadzenie pomiarów sEMG w trzech chodach (stępie, kłusie, galopie) po prostej (każdy pomiar sEMG przeprowadzono w trzech powtórzeniach; czas trwania każdego pomiaru wynosił co najmniej 10 sekund) (ryc. 3G);
- H. przeprowadzenie ocenie strukturalnej wybranych mięśni szkieletowych na podstawie badania USG w miejscu lokalizacji elektrod powierzchniowych (ryc. 3H).



Rycina. 3. Protokół badań. (A) Przygotowanie konia do rejestracji sygnału sEMG, (B) wyznaczenie położenia wybranych mięśni szkieletowych, (C) ultrasonograficzne potwierdzenie położenia wybranych mięśni szkieletowych, (D) przyklejenie elektrod powierzchniowych, (D) przyklejenie i zabezpieczenie czujników sEMG, (F) kontrola jakości sygnału sEMG, (G) rejestracja sygnału sEMG, (H) ocena strukturalna wybranych mięśni szkieletowych. ROI – obszar zainteresowania (ang. *region of interest*); SF–Skin – grubość skóry i tłuszczu podskórnego (ang. *subcutaneous fat–plus–skin thickness*); MT – grubość mięśnia (ang. *muscle thickness*).

# 4.2.1 Przygotowanie do badania ultrasonograficznego i elektromiograficznego

Sierść wystrzyżono maszynką elektryczną (Camry, Adler Europe Group, Polska) do długości 0,8 mm. Następnie powierzchnię skóry oczyszczono poprzez umycie wodnym roztworem chlorheksydyny (Manusan, Polfa, Polska) i odtłuszczenie za pomocą alkoholu (Alkohol izopropylowy, Biomus, Polska). Grzywa zabezpieczono poprzez zaplecenie w warkocz dobierany, a ogon zabezpieczony za pomocą bandaża kohezyjnego samoprzylepnego (YellowBAND, yellowSPORT, Polska).

### 4.2.2 Badanie ultrasonograficzne wybranych mięśni szkieletowych

Badanie USG przeprowadzono przy pomocy aparatu ultrasonograficznego (SonoSite Edge II, Fujifilm, USA) oraz głowicy liniowej (6–13 MHz) dla mięśni o przekroju poprzecznym brzuśca mniejszym niż 6 cm oraz głowica typu convex (2–9 MHz) dla mięśni o przekroju poprzecznym brzuśca większym niż 6 cm. Badanie USG przeprowadzono dwukrotnie – w celu określenia położenia wybranych mięśni szkieletowych (ryc. 3C) oraz

w celu oceny strukturalnej wybranych mięśni szkieletowych w miejscu lokalizacji elektrod powierzchniowych. Podczas oceny strukturalnej przeprowadzono pomiary SF–Skin i MT (Domino et al., 2020; Silva et al., 2016), których wartości wyrażono w cm (ryc. 3H). Pomiar SF–Skin przeprowadzono z wykorzystaniem nakładki dystansującej (USG–Dystans E2, Eickemeyer, Niemcy). Liczbę oraz lokalizację miejsc pomiarowych wybranych mięśni szkieletowych omówiono w rodziale 4.2.3.1. Liczba miesc pomiarowych odpowiadała liczbie elektrod pomiarowych przyklejonych w każdym ROI.

#### 4.2.3 Badanie elektromiograficzne wybranych mięśni szkieletowych

Badanie sEMG przeprowadzona przy pomocy 32–kanałowego elektromiografu powierzchniowego (Ultime System, Noraxon, USA) oraz dedykowanego oprogramowania (Noraxon MR3 3.18.98, Noraxon, USA).

Do badanie sEMG wykorzystano pary jednobiegunowych elektrod powierzchniowych Ag/AgCl o średnicy 40 mm zaopatrzonych w bezlateksową, piankową podkładkę samoprzylepną (elektrody 40 mm #270Bx, Noraxon, USA). Elektrody powierzchniowe przyklejano do skóry bezpośrednio nad przebiegiem badanych mięśni. Liczbę oraz lokalizację elektrod powierzchniowych wykorzystanych do rejestracji sygnału sEMG z wybranych mięśni szkieletowych omówiono w rodziale 4.2.3.1. Przyczepność elektrod zwiększono poprzez zastosowanie kleju tkankowego w sprayu (Rudaspray, Nobamed, Niemcy). Zmniejszenie oporu elektrycznego uzyskano dzięki zastosowaniu żelu przewodzącego (INDIBA Conductive Media, Indiba, Hiszpania). Dwie sąsiednie elektrody powierzchowne łączono krótkim kablem z czujnikiem sEMG (Noraxon DTS, Noraxon, USA). Czujnik sEMG przyklejano do powierzchni skóry konia, w bezpośrednim sąsiedztwie elektrod, za pomogą dedykowanych dwustronnych naklejek (naklejki #874E, Noraxon, USA). Pozycjonowanie czujników sEMG zabezpieczono taśmą kinezjologiczną 5 cm x 5 m (Pino Tape Sport, Pino, Niemcy). Przyczepność taśmy kinezjologicznej zwiększono poprzez zastosowanie kleju tkankowego w sprayu (Rudaspray, Nobamed, Niemcy) (ryc. 3E).

Sygnał sEMG próbkowano z częstotliwością 4000 Hz oraz przesyłano drogą radiową do dwóch odbiorników (Ultimum Receiver, Noraxon, USA) zsynchronizowanych za pomocą stacji dokującej (MyoSync, Noraxon, USA). Jakość sygnału sEMG kontrolowano każdorazowo przed rozpoczęciem rejestracji na podstawie wartości oporu elektrycznego. W przypadku zaburzenia przebiegu linii izoelektrycznej przeprowadzano korektę kontaktu elektrod powierzchniowych i czujników sEMG ze skórą konia (ryc. 3F). Rejestrację sygnału sEMG

przeprowadzono dla każdego z badanych mięśni szkieletowych w trzech chodach (stępie, kłusie i galopie). Czas trwania pojednyczej rejestracji wynosił co najmniej 10 s. Każdą rejestrację powtórzono trzykrotnie. Rejestrowany sygnał zapisywano na dysku komputera mobilnego (Latitude 5520, Dell, USA) w formacie R64 i DAT (ryc. 3G).

## 4.2.3.1 Lokalizacja elektrod oraz miejsc pomiarowych

Położenie wybranych mięśni szkieletowych określono na podstawie badania palpacyjnego wyczuwalnych wyniosłości kostnych, stanowiących miejsca przyczepów wybranych mięśni szkieletowych, oraz brzuśców tych mięśni. Położenie mięśni zaznaczeno na powierzchni skóry za pomogą nietoksycznej kredkami do malowania twarzy (Kidea, Deform, Polska) w postaci 19 ROIs (ryc. 3B). Każdy ROI odpowiadał położeniu jednego mięśnia lub w przypadku mm. pośladkowych – grupy mięśni. Położenie mięśni i kierunek przebiegu włókien mięśniowych potwierdzono za pomocą badania ultrasonograficznego (opisanego w rozdziale 4.2.2). W obszarach wyznaczonych przez ROIs przyklejano elektrody powierzchniowe (opisanego w rozdziale 4.2.3). Elektrody powierzchniowe przyklejano równolegle do przebiegu włókien mięśniowych, jedna obok drugiej z zachowaniem stałej odległości pomiędzy środkami elektrod (ang. *interelectrode distances*, IED) wynoszącej 40 mm. Liczbę oraz lokalizację elektrod w wyznaczonych ROIs zilustrowano na rycinach 4–22. U każdego konia badane mięśnie oklejono taką samą liczbą elektrod uzyskując taką samą liczbę odprowadzeń sygnału sEMG.

ROI 1, odpowiadający położeniu m. podobojczykowego, przebiegał na bocznej powierzchni kończyny piersiowej od omięsnej m. nadgrzebieniowego do chrząstek żebrowych żeber I–IV. W obszarze wyznaczonym przez ROI 1 przyklejono 6 elektrod, które następnie połączono z 3 czujnikami sEMG, uzyskując 3 odprowadzenia sygnału sEMG (ryc. 4).



Rycina. 4. Położenie m. podobojczykowego zilustrowane na (A) schemacie, (B) preparacie anatomicznym (Duran, 2016) oraz (C) badanym koniu wraz z odpowiadającą mu liczbą elektrod powierzchniowych (e1–e6) oraz czujników sEMG (cz1–cz3). (D) Obraz ultrasonograficzny m. podobojczykowego w miejscu lokalizacji kolejnych elektrod.

ROI 2, odpowiadający położeniu m. nadgrzebieniowego, przebiegał na bocznej powierzchni kończyny piersiowej w dole nadgrzebieniowym łopatki, sięgając do guzka mniejszego i guzka większego kości ramiennej. W obszarze wyznaczonym przez ROI 2 przyklejono 6 elektrod, które następnie połączona z 3 czujnikami sEMG, uzyskując 3 odprowadzenia sygnału sEMG (ryc. 5).



Rycina. 5. Położenie m. nadgrzebieniowego zilustrowane na (A) schemacie, (B) preparacie anatomicznym (Duran, 2016) oraz (C) badanym koniu wraz z odpowiadającą mu liczbą elektrod powierzchniowych (e1–e6) oraz czujników sEMG (cz1–cz3). (D) Obraz ultrasonograficzny m. nadgrzebieniowego w miejscu lokalizacji kolejnych elektrod.

ROI 3, odpowiadający położeniu m. podgrzebieniowego, przebiegał na bocznej powierzchni kończyny piersiowej w dole podgrzebieniowym łopatki, sięgając do guzka mniejszego kości ramiennej. W obszarze wyznaczonym przez ROI 3 przyklejono 6 elektrod, które następnie połączona z 3 czujnikami sEMG, uzyskując 3 odprowadzenia sygnału sEMG (ryc. 6).



Rycina. 6. Położenie m. podgrzebieniowego zilustrowane na (A) schemacie, (B) preparacie anatomicznym (Duran, 2016) oraz (C) badanym koniu wraz z odpowiadającą mu liczbą elektrod powierzchniowych (e1–e6) oraz czujników sEMG (cz1–cz3). (D) Obraz ultrasonograficzny m. podgrzebieniowego w miejscu lokalizacji kolejnych elektrod.

ROI 4, odpowiadający położeniu m. naramiennego, przebiegał na bocznej powierzchni kończyny piersiowej od grzebienia łopatki do guzowatości naramiennej kości ramiennej. W obszarze wyznaczonym przez ROI 4 przyklejono 8 elektrod, które następnie połączona z 4 czujnikami sEMG, uzyskując 4 odprowadzenia sygnału sEMG (ryc. 7).



Rycina. 7. Położenie m. naramiennego zilustrowane na (A) schemacie, (B) preparacie anatomicznym (Duran, 2016) oraz (C) badanym koniu wraz z odpowiadającą mu liczbą elektrod powierzchniowych (e1–e8) oraz czujników sEMG (cz1–cz4). (D) Obraz ultrasonograficzny m. naramiennego w miejscu lokalizacji kolejnych elektrod.

ROI 5, odpowiadający położeniu m. trójgłowego ramienia, przebiegał na doogonowej stronie kończyny piersiowej od guzka podpanewkowego łopatki do guza wyrostka łokciowego. W obszarze wyznaczonym przez ROI 5 przyklejono 12 elektrod, które następnie połączona z 6 czujnikami sEMG, uzyskując 6 odprowadzenia sygnału sEMG (ryc. 8).



Rycina. 8. Położenie m. trójgłowego ramienia zilustrowane na (A) schemacie, (B) preparacie anatomicznym (Duran, 2016) oraz (C) badanym koniu wraz z odpowiadającą mu liczbą elektrod powierzchniowych (e1–e12) oraz czujników sEMG (cz1–cz6). (D) Obraz ultrasonograficzny m. trójgłowego ramienia w miejscu lokalizacji kolejnych elektrod.

ROI 6, odpowiadający położeniu m. dwugłowego ramienia, przebiegał na przednioprzyśrodkowa kończyny piersiowej od guzka nadpanewkowego łopatki do guzowatości kości promieniowej i kości łokciowej. W obszarze wyznaczonym przez ROI 6 przyklejono 4 elektrody powierzchniowych, które następnie połączono z 2 czujnikami sEMG, uzyskując 2 odprowadzenia sygnału sEMG (ryc. 9).



Rycina. 9. Położenie m. dwugłowego ramienia zilustrowane na (A) schemacie, (B) preparacie anatomicznym (Duran, 2016) oraz (C) badanym koniu wraz z odpowiadającą mu liczbą elektrod powierzchniowych (e1–e4) oraz czujników sEMG (cz1–cz2). (D) Obraz ultrasonograficzny m. dwugłowego ramienia w miejscu lokalizacji kolejnych elektrod.

ROI 7, odpowiadający położeniu m. prostownika promieniowego nadgarstka, przebiegał na stronie doczaszkowej przedramienia od grzebienia nadkłykcia bocznego kości ramiennej do guzowatości kości śródręcza III. W obszarze wyznaczonym przez ROI 7 przyklejono 6 elektrod, które następnie połączona z 3 czujnikami sEMG, uzyskując 3 odprowadzenia sygnału sEMG (ryc. 10).


Rycina. 10. Położenie m. prostownika promieniowego nadgarstka zilustrowane na (A) schemacie, (B) preparacie anatomicznym (Duran, 2016) oraz (C) badanym koniu wraz z odpowiadającą mu liczbą elektrod powierzchniowych (e1–e6) oraz czujników sEMG (cz1–cz3). (D) Obraz ultrasonograficzny m. prostownika promieniowego nadgarstka w miejscu lokalizacji kolejnych elektrod.

ROI 8, odpowiadający położeniu m. prostownika wspólnego palców, przebiegał na doczaszkowo–bocznej powierzchni przedramienia od nadkłykcia bocznego kości ramiennej do wyrostka wyprostnego kości kopytowej. W obszarze wyznaczonym przez ROI 8 przyklejono 6 elektrod, które następnie połączona z 3 czujnikami sEMG, uzyskując 3 odprowadzenia sygnału sEMG (ryc. 11).



Rycina. 11. Położenie m. prostownika wspólnego palców zilustrowane na (A) schemacie, (B) preparacie anatomicznym (Duran, 2016) oraz (C) badanym koniu wraz z odpowiadającą mu liczbą elektrod powierzchniowych (e1–e6) oraz czujników sEMG (cz1–cz3). (D) Obraz ultrasonograficzny m. prostownika wspólnego palców w miejscu lokalizacji kolejnych elektrod.

ROI 9, odpowiadający położeniu m. prostownika bocznego palców, przebiegał na bocznej stronie przedramienia od więzadła pobocznego bocznego stawu łokciowego i bocznego guzka więzadłowego kości promieniowej do kości pęcinowej. W obszarze wyznaczonym przez ROI 9 przyklejono 6 elektrod, które następnie połączona z 3 czujnikami sEMG, uzyskując 3 odprowadzenia sygnału sEMG (ryc. 12).



Rycina. 12. Położenie m. prostownika bocznego palców zilustrowane na (A) schemacie, (B) preparacie anatomicznym (Duran, 2016) oraz (C) badanym koniu wraz z odpowiadającą mu liczbą elektrod powierzchniowych (e1–e6) oraz czujników sEMG (cz1–cz3). (D) Obraz ultrasonograficzny m. prostownika bocznego palców w miejscu lokalizacji kolejnych elektrod.

ROI 10, odpowiadający położeniu m. prostownika łokciowego nadgarstka, przebiegał na przyśrodkowo–doogonowej powierzchni przedramienia od nadkłykcia bocznego kości ramiennej do kości nadgarstka dodatkowej. W obszarze wyznaczonym przez ROI 10 przyklejono 6 elektrod, które następnie połączona z 3 czujnikami sEMG, uzyskując 3 odprowadzenia sygnału sEMG (ryc. 13).



Rycina. 13. Położenie m. prostownika łokciowgo nadgarstka zilustrowane na (A) schemacie, (B) preparacie anatomicznym (Duran, 2016) oraz (C) badanym koniu wraz z odpowiadającą mu liczbą elektrod powierzchniowych (e1–e6) oraz czujników sEMG (cz1–cz3). (D) Obraz ultrasonograficzny m. prostownika łokciowego nadgarstka w miejscu lokalizacji kolejnych elektrod.

ROI 11, odpowiadający położeniu m. zginacza łokciowego nadgarstka, przebiegał na boczno-doogonowej powierzchni przedramienia od nadkłykcia bocznego kości ramiennej do

kości nadgarstka dodatkowej. W obszarze wyznaczonym przez ROI 11 przyklejono 4 elektrod powierzchniowych, które następnie połączona z 2 czujnikami sEMG, uzyskując 2 odprowadzenia sygnału sEMG (ryc. 14).



Rycina. 14. Położenie m. zginacza łokciowego nadgarstka zilustrowane na (A) schemacie, (B) preparacie anatomicznym (Duran, 2016) oraz (C) badanym koniu wraz z odpowiadającą mu liczbą elektrod powierzchniowych (e1–e4) oraz czujników sEMG (cz1–cz2). (D) Obraz ultrasonograficzny m. zginacza łokciowego nadgarstka w miejscu lokalizacji kolejnych elektrod.

ROI 12, odpowiadający położeniu m. piszczelowego doczaszkowego, przebiegał na doczaszkowej powierzchni kończyny miednicznej od brzegu doczaszkowego kości piszczelowej i końca bliższego kości promieniowej do końca bliższego kości śródstopia III. W obszarze wyznaczonym przez ROI 12 przyklejono 6 elektrod, które następnie połączona z 3 czujnikami sEMG, uzyskując 3 odprowadzenia sygnału sEMG (ryc. 15).



Rycina. 15. Położenie m. piszczelowego doczaszkowego zilustrowane na (A) schemacie, (B) preparacie anatomicznym (Duran, 2016) oraz (C) badanym koniu wraz z odpowiadającą mu liczbą elektrod powierzchniowych (e1–e6) oraz czujników sEMG (cz1–cz3). (D) Obraz ultrasonograficzny m. piszczelowego doczaszkowego w miejscu lokalizacji kolejnych elektrod.

ROI 13, odpowiadający położeniu m. prostownika długiego palców, przebiegał na doczaszkowo–bocznej stronie kończyny miednicznej sięgając od dołu prostowniczego kości udowej do kości kopytowej. W obszarze wyznaczonym przez ROI 13 przyklejono 6 elektrod, które następnie połączona z 3 czujnikami sEMG, uzyskując 3 odprowadzenia sygnału sEMG (ryc. 16).



Rycina. 16. Położenie m. prostownika długiego palców zilustrowane na (A) schemacie, (B) preparacie anatomicznym (Duran, 2016) oraz (C) badanym koniu wraz z odpowiadającą mu liczbą elektrod powierzchniowych (e1–e6) oraz czujników sEMG (cz1–cz3). (D) Obraz ultrasonograficzny m. prostownika długiego palców w miejscu lokalizacji kolejnych elektrod.

ROI 14. odpowiadający położeniu m. dwugłowego uda, który przebiegał na bocznej stronie kończyny miednicznej od guza kulszowego do rzepki. W obszarze wyznaczonym przez ROI 14 przyklejono 28 elektrod po, które następnie połączona z 14 czujnikami sEMG, uzyskując 14 odprowadzenia sygnału sEMG (ryc. 17).



Rycina. 17. Położenie m. dwugłowego uda zilustrowane na (A) schemacie, (B) preparacie anatomicznym (Duran, 2016) oraz (C) badanym koniu wraz z odpowiadającą mu liczbą elektrod powierzchniowych (e1–e28) oraz czujników sEMG (cz1–cz14). (D) Obraz ultrasonograficzny m. dwugłowego uda w miejscu lokalizacji kolejnych elektrod.

ROI 15, odpowiadający położeniu m. czworogłowego uda, przebiegał na bocznej stronie kończyny miednicznej od bocznej powierzchni trzonu kości udowej do rzepki. W obszarze wyznaczonym przez ROI 15 przyklejono 8 elektrod, które następnie połączona z 4 czujnikami sEMG, uzyskując 4 odprowadzenia sygnału sEMG (ryc. 18).



Rycina. 18. Położenie m. czworogłowego uda zilustrowane na (A) schemacie, (B) preparacie anatomicznym (Duran, 2016) oraz (C) badanym koniu wraz z odpowiadającą mu liczbą elektrod powierzchniowych (e1–e8) oraz czujników sEMG (cz1–cz4). (D) Obraz ultrasonograficzny m. czworogłowego uda w miejscu lokalizacji kolejnych elektrod.

ROI 16, odpowiadający położeniu m. napinacza powięzi szerokiej, przebiegał na bocznodoczaszkowej stronie kończyny miednicznej od guza biodrowego do powięzi szerokiej i omięsnej m. pośladkowego powierzchownego. W obszarze wyznaczonym przez ROI 16 przyklejono 6 elektrod, które następnie połączona z 3 czujnikami sEMG, uzyskując 3 odprowadzenia sygnału sEMG (ryc. 19).



Rycina. 19. Położenie m. napinacza powięzi szerokiej zilustrowane na (A) schemacie, (B) preparacie anatomicznym (Duran, 2016) oraz (C) badanym koniu wraz z odpowiadającą mu liczbą elektrod powierzchniowych (e1–e6) oraz czujników sEMG (cz1–cz3). (D) Obraz ultrasonograficzny m. napinacza powięzi szerokiej w miejscu lokalizacji kolejnych elektrod.

ROI 17, odpowiadający położeniu mm. pośladkowych (m. pośladkowowego powierzchownego i m. pośladkowego średniego), przebiegał na boczno–dogrzbietowej stronie kończyny miednicznej od powięzi pośladkowej m. napinacza powięzi szerokiej, I kręgu lędźwiowego, rozcięgna m. najdłuższego lędźwi, kości krzyżowej i więzadła krzyżowo–guzowego szerokiego do krętarza trzeciego kości udowej i grzebienia międzykrętarzowego. W obszarze wyznaczonym przez ROI 17 przyklejono 24 elektrod, które następnie połączona z 12 czujnikami sEMG, uzyskując 12 odprowadzenia sygnału sEMG (ryc. 20).



Rycina. 20. Położenie mm. pośladkowych zilustrowane na (A) schemacie, (B) preparacie anatomicznym (Duran, 2016) oraz (C) badanym koniu wraz z odpowiadającą mu liczbą elektrod powierzchniowych (e1–e24) oraz czujników sEMG (cz1–cz12). (D) Obraz ultrasonograficzny mm. pośladkowych w miejscu lokalizacji kolejnych elektrod.

ROI 18, odpowiadający położeniu m. półścięgnistego, przebiegał na doogonowej stronie kończyny miednicznej od kości krzyżowej i początkowych kręgów ogonowych do guzowatości kości piszczelowej i guza piętowego. W obszarze wyznaczonym przez ROI 18 przyklejono 14 elektrod, które następnie połączona z 7 czujnikami sEMG, uzyskując 7 odprowadzenia sygnału sEMG (ryc. 21).



Rycina. 21. Położenie m. półścięgnistego zilustrowane na (A) schemacie, (B) preparacie anatomicznym (Duran, 2016) oraz (C) badanym koniu wraz z odpowiadającą mu liczbą elektrod powierzchniowych (e1–e4) oraz czujników sEMG (cz1–cz7). (D) Obraz ultrasonograficzny m. półścięgnistego w miejscu lokalizacji kolejnych elektrod.

ROI 19, odpowiadający położeniu m. półbłoniastego, przebiegał na doogonowej stronie kończyny miednicznej od guza kulszowego i więzadła krzyżowo–guzowego szerokiego do kłykcia przyśrodkowego kości udowej i końca bliższego kości piszczelowej. W obszarze wyznaczonym przez ROI 19 przyklejono 12 elektrod, które następnie połączona z 6 czujnikami sEMG, uzyskując 6 odprowadzenia sygnału sEMG (ryc. 22).



Rycina. 22. Położenie m. półbłoniastego zilustrowane na (A) schemacie, (B) preparacie anatomicznym (Duran, 2016) oraz (C) badanym koniu wraz z odpowiadającą mu liczbą elektrod powierzchniowych (e1–e12) oraz czujników sEMG (cz1–cz6). (D) Obraz ultrasonograficzny m. półbłoniastego w miejscu lokalizacji kolejnych elektrod.

#### 4.2.3.2 Analiza sygnału elektromiograficznego

Dane surowe, zapisane w oprogramowaniu Noraxon MR3 3.18.98 (Noraxon, USA) (ryc. 23A), eksportowano jako pliki CSV, a następnie importowano do oprogramowaniu MATLAB R2024b (MathWorks, Narick, USA) (ryc. 23B), w którym prowadzono dalszą analizę sygnału. Sygnał surowy poddano filtracji przy użyciu filtra szerokopasmowego o częstotliwości odcięcia 40–450 Hz (ryc. 23C) (L. St. George et al., 2018, 2019). Dla każdego sygnału przeprowadzono ręczną annotację 10 pęczków aktywności (Smit et al., 2024), które zapisywano jako oddzielne ROIs. Kryteria identyfikacji pęczków aktywności obejmowały serię zmiany wartości sygnału względem linii izoelektrycznej, o minimalnej amplitudzie 10 mV i czasie trwania 0,1 s, oddzielone od kolejnego pęczka aktywności obszarami nieaktywności. Dla każdego sygnału zapisano dziesięć ROIs, które następnie wyeksportowano do plików MAT (ryc. 23D). W plikach MAT przeprowadzono ekstrakcję cech sygnału sEMG przy użyciu aplikacji Signal Analyzer w programie MATLAB R2024b (MathWorks, Narick, USA).

Dla każdego pęczka aktywności zwracano następujące cechy sygnału sEMG w domenie czasu (amplitudę, RMS, czas trwania, iEMG, SNR) i domenie częstotliwości (MF) definiowane jako:

- A. amplituda maksymalna wartość bezwzględna sygnału wyrażona w mV (Domino et al., 2025; Huntington et al., 1991; L. B. St. George et al., 2023);
- B. RMS średnia kwadratowa wartości sygnału wyrażona w mV (Domino et al., 2025), która reprezentuje cechy używane do określenia zmienności sygnału (L. St. George et al., 2018);
- C. czas trwania czas pomiędzy dwoma kursorami danych ograniczającymi pęczek aktywności, wyrażony w s (Huntington et al., 1991; L. B. St. George et al., 2023; Domino et al., 2025);
- D. iEMG pole pod krzywą przebiegu sygnału w czasie wyrażone w mV × s (Takahashi et al., 2018, 2020);
- E. MF suma iloczynu widma mocy sygnału i częstotliwości podzielonej przez całkowitą sumę widma mocy wyrażona w Hz (Colborne et al., 2001; Domino et al., 2025; Muceli & Merletti, 2024; Rankins et al., 2022);
- F. SNR stosunek średniej wartości sygnału, oznaczonej jako moc sygnału, względem odchylenia standardowego sygnału, oznaczonego jako moc szumu, wyrażony w dBc (Smit et al., 2024; Domino et al., 2025) i reprezentuje cechy używane do określenia czystości sygnału (Smit et al., 2024).



Rycina. 23. Protokół przetwarzania sygnału sEMG. (A) Sygnał surowy zarejestrowany w oprogramowaniu Noraxon MR3 3.18.98, (B) sygnał surowy zaimportowany do oprogramowania MATLAB R2024b, (C) sygnał poddany filtracji szerokopasmowej o częstotliwości odcięcia 40–450 Hz z zaznaczonymi kursorami danych wyodrębniającymi pęczek aktywności, (D) pojedynczy pęczek aktywności zapisany w pliku MAT.

#### 4.2.4 Analiza statystyczna

Analizę statystyczną przeprowadzono z wykorzystaniem oprogramowania Prism 6.01 (GraphPad Software Inc., USA) w celu: 1) porównania SF–Skin i MF pomiędzy miejscami pomiarowymi; 2) porównania amplitudy, RMS i SNR sygnału rejestrowanego w stępie pomiędzy czujnikami zlokalizowanymi wzdłuż przebiegu badanych mięśni; 3) porównania amplitudy, RMS, czasu trwania, iEMG, MF i SNR sygnału rejestrowanego w optymalnej lokalizacji elektrod pomiędzy pomiarami prowadzonymi w stępie, kłusie i galopie.

Serie danych ilościowych badano pod względem zgodności z rozkładem normalnym z wykorzystaniem testu Shapiro-Wilka. Ze względu na zgodność z rozkładem normalnym pomiarów strukturalnych, wartości SF-Skin i MF przedstawiono w postaci średniej ± odchylenia standardowego (ang. standard deviation, SD). Ze względu na brak zgodności z rozkładem normalnym części pomiarów funkcjonalnych, wartości amplitudy, RMS, czasu trwania, iEMG, MF i SNR przedstawiono w postaci kwartyla 1, mediany i kwartyla 3. Do porównania rozkładu zmiennej w dwóch grupach użyto niesparowanego testu t-studenta z korektą Welcha – dla pary danych o rozkładzie zgodnym z rozkładem normalnym – lub testu Manna-Whitney'a - dla pary danych o co najmniej jednej serii danych o rozkładzie niezgodnym z rozkładem normalnym. Do porównania rozkładu zmiennej w trzech i więcej grupach użyto jednoczynnikowej analizy wariancji (ANOVA) - dla zestawu danych o rozkładzie zgodnym z rozkładem normalnym - lub testu Kruskalla-Wallisa - dla zestawu danych o co najmniej jednej serii danych o rozkładzie niezgodnym z rozkładem normalnym. W przypadku stwierdzenia różnic pomiędzy grupami jednoczynnikowa analizę wariancji wsparto testem wielokrotnych porównań Holm-Sidaka, a test Kruskalla-Wallisa wsparto testem wielokrotnych porównań Dunn'a. Różnice w rozkładzie zmiennych uznano za istotne dla p < 0.05.

Kryteria wyboru optymalnej lokalizacji elektrod, wymienione w kolejności ważności rozpatrywanych kryteriów, obejmowały: 1) rejestrację sygnału spełniającego kryteria identyfikacji pęczków aktywności; 2) większą wartość bezwzględną sygnału reprezentowaną wprost proporcjonalnie przez amplitudę; 3) większą czystość sygnału reprezentowaną odwrotnie proporcjonalnie przez SNR; 4) większą zmienność sygnału reprezentowaną wprost proporcjonalnie przez RMS; 5) większą grubość mięśnia w miejscu pomiaru sygnału reprezentowaną wprost proporcjonalnie przez MT; oraz 6) mniejsza grubość ośrodka przewodzącego sygnał w miejscu pomiaru sygnału reprezentowaną wprost proporcjonalnie przez SF–Skin.

# 5 Wyniki

# 5.1 Optymalizacja rejestracji sygnału elektromiograficznego

# 5.1.1 Wybór lokalizacji elektrod wzdłuż m. podobojczykowego

Zastosowany układ pomiarowy umożliwił rejestrację sygnału sEMG w stępie z 3 odprowadzeń zlokalizowanych wzdłuż przebiegu m. podobojczykowego (ryc. 24). Sygnał sEMG spełniający kryteria identyfikacji pęczków aktywności rejestrowano dla 1 odprowadzenia (cz1). Sygnał sEMG rejestrowany przez czujniki cz1 i cz2 nie spełniał kryteriów identyfikacji pęczków aktywności.



Rycina. 24. Sygnał surowy sEMG rejestrowany w stępie wzdłuż przebiegu m. podobojczykowego przez kolejne czujniki sEMG (cz1–cz3) połączone z odpowiednimi elektrodami powierzchniowymi (e1–e6) oraz obraz ultrasonograficzny m. podobojczykowego w miejscu lokalizacji kolejnych elektrod z zaznaczonymi pomiarami (żółta linia) SF–Skin – grubość skóry i tłuszczu podskórnego (ang. *subcutaneous fat–plus–skin thickness*); (niebieska linia) MT – grubość mięśnia (ang. *muscle thickness*). Układ pomiarowy obejmował (A) cz1 połączony z e1 i e2, (B) cz2 połączony z e3 i e4 oraz (C) cz3 połączony z e5 i e6.

Stwierdzono mniejszą SF–Skin w miejscach pomiarowych odpowiadających lokalizacji elektrod e3 i e4 niż pozostałych elektrod oraz elektrod e5 i e6 niż e1 i e2. Stwierdzono również większą MT w lokalizacji elektrod e5 i e6 niż pozostałych lokalizacjach, większą MT elektrod e1 i e3 niż e2 oraz mniejszą MT w lokalizacji elektrod e3 i e4 niż pozostałych lokalizacjach (tabela 11).

elektrody	SF–Skin [cm]	MT [cm]
e1	$0,82 \pm 0,14^{\rm a}$	$2,18 \pm 0,28^{a}$
e2	$0,86 \pm 0,08^{a}$	$2,22 \pm 0,22^{ab}$
e3	$0,34 \pm 0,04^{b}$	$1,92 \pm 0,19^{a}$
e4	$0,30 \pm 0,03^{\rm b}$	$1,85 \pm 0,08^{\rm a}$
e5	$0,47 \pm 0,05^{\circ}$	$3,18 \pm 0,16^{b}$
еб	$0,46 \pm 0,07^{c}$	$2,86 \pm 0,31^{b}$
р	< 0,0001	< 0,0001

Tabela 11. Grubość skóry i tłuszczu podskórnego (SF–Skin) i grubość mięśnia (MT) w miejscu lokalizacji elektrod powierzchniowych (e1–e6) wzdłuż przebiegu m. podobojczykowego.

Wartości liczbowe przedstawiono w postaci średniej  $\pm$  SD. Różnice istotne statystycznie dla p < 0,05 zaznaczono kolejnymi literami w indeksie górnym.

Sygnał sEMG spełniający kryteria identyfikacji pęczków aktywności rejestrowano jedynie w lokalizacji cz2 (tabela 12).

Rejestracja sygnału spełniającego kryteria identyfikacji pęczków aktywności determinowała wybór elektrod e3 i e4 połączonych z cz2 jako optymalnej lokalizacji układu pomiarowego do rejestracji sygnału sEMG w stępie oraz dalszej rejestracji w kłusie i galopie.

Tabela 12. Amplituda, siła sygnału (RMS) i stosunek sygnału do szumu (SNR) pęczków aktywności filtrowanego sygnału sEMG rejestrowanego w stępie wzdłuż przebiegu m. podobojczykowego przez czujniki sEMG (cz1–cz3).

czujniki sEMG	amplituda [mV]	RMS [mV]	SNR [dBc]
cz1	_	—	_
cz2	133,4 (140,2; 154,5)	28,8 (33,3; 36,1)	-2,2 (-0,6; 0,6)
cz3	_	-	_
р	_	_	_

Wartości liczbowe przedstawiono w postaci mediany oraz kwartyli (1 kwartyl; 3 kwartyl) z wyłączeniem sygnałów sEMG nie spełniał kryteriów identyfikacji pęczków aktywności (cz1 i cz3). Różnice istotne statystycznie dla p <0,05 zaznaczono kolejnymi literami w indeksie górnym.

## 5.1.2 Wybór lokalizacji elektrod wzdłuż m. nadgrzebieniowego

Zastosowany układ pomiarowy umożliwił rejestrację sygnału sEMG w stępie z 3 odprowadzeń zlokalizowanych wzdłuż przebiegu m. nadgrzebieniowego (ryc. 25). Sygnał sEMG spełniający kryteria identyfikacji pęczków aktywności rejestrowano dla 2 odprowadzeń (cz2–cz3). Sygnał sEMG rejestrowany przez czujnik cz1 nie spełniał kryteriów identyfikacji pęczków aktywności.



Rycina. 25. Sygnał surowy sEMG rejestrowany w stępie wzdłuż przebiegu m. nadgrzebieniowego przez kolejne czujniki sEMG (cz1–cz3) połączone z odpowiednimi elektrodami powierzchniowymi (e1–e6) oraz obraz ultrasonograficzny m. nadgrzebieniowego w miejscu lokalizacji kolejnych elektrod z zaznaczonymi pomiarami (żółta linia) SF–Skin – grubość skóry i tłuszczu podskórnego (ang. *subcutaneous fat–plus–skin thickness*); (niebieska linia) MT – grubość mięśnia (ang. *muscle thickness*). Układ pomiarowy obejmował (A) cz1 połączony z e1 i e2, (B) cz2 połączony z e3 i e4 oraz (C) cz3 połączony z e5 i e6.

Nie stwierdzono różnic w SF–Skin pomiędzy miejscami pomiarowymi odpowiadającymi lokalizacji kolejnych elektrod. Stwierdzono natomiast niższą MT w lokalizacji elektrody e1 niż pozostałych elektrod, niższą MT w lokalizacji elektrody e2 niż elektrod e4–e6, oraz wyższą MT w lokalizacji elektrody e6 niż elektrod e1–e4 (tabela 13).

Tabela 13. Grubość skóry i tłuszczu podskórnego (SF–Skin) i grubość mięśnia (MT) w miejscu lokalizacji elektrod powierzchniowych (e1–e6) wzdłuż przebiegu m. nadgrzebieniowego.

elektrody	SF–Skin [cm]	MT [cm]
e1	$0,85 \pm 0,15$	$1,95 \pm 0,09^{a}$
e2	$0,86 \pm 0,06$	$2,41 \pm 0,14^{b}$
e3	$0,78 \pm 0,40$	$2,66 \pm 0,11^{bc}$
e4	$0,83 \pm 0,11$	$2,90 \pm 0,28^{cd}$
e5	$0,73 \pm 0,01$	$3,12 \pm 0,46^{cd}$
e6	$0,\!79\pm0,\!08$	$3,34 \pm 0,15^{d}$
р	0,43	< 0,0001

Wartości liczbowe przedstawiono w postaci średniej  $\pm$  SD. Różnice istotne statystycznie dla p < 0,05 zaznaczono kolejnymi literami w indeksie górnym.

Nie stwierdzono różnic w amplitudzie i RMS sygnału sEMG rejestrowanego w stępie przez czujniki cz2 i cz3. Stwierdzono niższą SNR dla sygnału sEMG rejestrowanego przez czujnik cz2 niż czujnik cz3 (tabela 14).

Większa czystość sygnału rejestrowanego przez czujnik cz2 przy braku różnic w wartości bezwzględnej sygnału, zmienności sygnału i grubości ośrodka przewodzącego

sygnał oraz średniej grubości mięśnia w miejscu rejestracji sygnału determinowały wybór elektrod e3 i e4 połączonych z cz2 jako optymalnej lokalizacji układu pomiarowego do rejestracji sygnału sEMG w stępie oraz dalszej rejestracji w kłusie i galopie.

Tabela 14. Amplituda, siła sygnału (RMS) i stosunek sygnału do szumu (SNR) pęczków aktywności filtrowanego sygnału sEMG rejestrowanego w stępie wzdłuż przebiegu m. nadgrzebieniowego przez czujniki sEMG (cz1–cz3).

czujniki sEMG	amplituda [mV]	RMS [mV]	SNR [dBc]
cz1	-	—	_
cz2	50,8 (53,7; 56,6)	12,2 (13,2; 13,8)	-3,9 (-3,2; -2,8) <sup>a</sup>
cz3	49,6 (56,3; 60,9)	12,3 (13,4; 14,4)	-1,5 (-1,1; 1,2) <sup>b</sup>
р	0,78	0,79	0,002

Wartości liczbowe przedstawiono w postaci mediany oraz kwartyli (1 kwartyl; 3 kwartyl) z wyłączeniem sygnałów sEMG nie spełniał kryteriów identyfikacji pęczków aktywności (cz1). Różnice istotne statystycznie dla p <0,05 zaznaczono kolejnymi literami w indeksie górnym.

### 5.1.3 Wybór lokalizacji elektrod wzdłuż m. podgrzebieniowego

Zastosowany układ pomiarowy umożliwił rejestrację sygnału sEMG w stępie z 3 odprowadzeń zlokalizowanych wzdłuż przebiegu m. podgrzebieniowego (ryc. 26). Sygnał sEMG spełniający kryteria identyfikacji pęczków aktywności rejestrowano dla wszystkich 3 odprowadzeń (cz1–cz3).



Rycina. 26. Sygnał surowy sEMG rejestrowany w stępie wzdłuż przebiegu m. podgrzebieniowego przez kolejne czujniki sEMG (cz1–cz3) połączone z odpowiednimi elektrodami powierzchniowymi (e1–e6) oraz obraz ultrasonograficzny m. podgrzebieniowego w miejscu lokalizacji kolejnych elektrod z zaznaczonymi pomiarami (żółta linia) SF–Skin – grubość skóry i tłuszczu podskórnego (ang. *subcutaneous fat–plus–skin thickness*); (niebieska linia) MT – grubość mięśnia (ang. *muscle thickness*). Układ pomiarowy obejmował (A) cz1 połączony z e1 i e2, (B) cz2 połączony z e3 i e4 oraz (C) cz3 połączony z e5 i e6.

Nie stwierdzono różnic w SF–Skin pomiędzy miejscami pomiarowymi odpowiadającymi lokalizacji kolejnych elektrod. Stwierdzono wyższą MT w lokalizacji elektrody e5 i e6 niż pozostałych elektrod, wyższą MT w lokalizacji elektrody e4 niż elektrody e3. Stwierdzoną niższą MT w lokalizacji elektrody e1, wyższą MT w lokalizacji elektrody e3 oraz niższą MT w lokalizacji elektrody e2 niż w lokalizacjach pozostałych elektrod (tabela 15).

Tabela 15. Grubość skóry i tłuszczu podskórnego (SF-Skin) i grubość mięśnia (MT) w miejscu
lokalizacji elektrod powierzchniowych (e1–e6) wzdłuż przebiegu m. podgrzebieniowego.

elektrody	SF–Skin [cm]	MT [cm]
e1	$0,85 \pm 0,15$	$1,95 \pm 0,11^{a}$
e2	$0,86 \pm 0,10$	$2,41 \pm 0,14^{b}$
e3	$0,78 \pm 0,24$	$2,66 \pm 0,13^{bc}$
e4	$0,83 \pm 0,12$	$2,90 \pm 0,20^{cd}$
e5	$0,73 \pm 0,03$	$3,12 \pm 0,26^{d}$
e6	$0,79 \pm 0,11$	$3,34 \pm 0,15^{d}$
р	0,44	< 0,0001

Wartości liczbowe przedstawiono w postaci średniej  $\pm$  SD. Różnice istotne statystycznie dla p < 0,05 zaznaczono kolejnymi literami w indeksie górnym.

Stwierdzono wyższą amplitudę dla czujnika cz3 niż dla czujnika cz2 oraz wyższą amplitudę dla czujnika cz1 niż dla czujnika cz2. Stwierdzono wyższy RMS dla czujnika cz3 oraz niższy RMS dla czujnika cz1 niż dla pozostałych czujników. Stwierdzono niższy SNR dla czujnika cz3 niż dla czujników cz1 i cz2 (tabela 16).

Większa wartość bezwzględna i czystość sygnału rejestrowanego przez czujnik cz2 przy średniej zmienności sygnału i grubości mięśnia oraz braku różnic w grubości ośrodka przewodzącego sygnał determinowały wybór elektrod e3 i e4 połączonych z cz2 jako optymalnej lokalizacji układu pomiarowego do rejestracji sygnału sEMG w stępie oraz dalszej rejestracji w kłusie i galopie.

Tabela 16. Amplituda, siła sygnału (RMS) i stosunek sygnału do szumu (SNR) pęczków aktywności filtrowanego sygnału sEMG rejestrowanego w stępie wzdłuż przebiegu m. podgrzebieniowego przez czujniki sEMG (cz1–cz3).

czujniki sEMG	amplituda [mV]	RMS [mV]	SNR [dBc]
cz1	114,8 (118,4; 123,7) <sup>a</sup>	24,2 (24,9; 25,6) <sup>a</sup>	-7,4 (-6,1; -4,6) <sup>a</sup>
cz2	175,9 (204,4; 216,2) <sup>ab</sup>	41,7 (42,6; 44,3) <sup>b</sup>	-6,1 (-5,3; -3,4) <sup>a</sup>
cz3	211,5 (234,8; 256,4) <sup>b</sup>	48,6 (49,9; 51,0) <sup>c</sup>	-2,4 (-2,0; -0,5) <sup>b</sup>
р	< 0,0001	< 0,0001	0,0004

Wartości liczbowe przedstawiono w postaci mediany oraz kwartyli (1 kwartyl; 3 kwartyl). Różnice istotne statystycznie dla p <0,05 zaznaczono kolejnymi literami w indeksie górnym.

### 5.1.4 Wybór lokalizacji elektrod wzdłuż m. naramiennego

Zastosowany układ pomiarowy umożliwił rejestrację sygnału sEMG w stępie z 4 odprowadzeń zlokalizowanych wzdłuż przebiegu m. naramiennego (ryc. 27). Sygnał sEMG spełniający kryteria identyfikacji pęczków aktywności rejestrowano dla wszystkich 4 odprowadzeń (cz1–cz4).



Rycina. 27. Sygnał surowy sEMG rejestrowany w stępie wzdłuż przebiegu m. naramiennego przez kolejne czujniki sEMG (cz1–cz4) połączone z odpowiednimi elektrodami powierzchniowymi (e1–e8) oraz obraz ultrasonograficzny m. naramiennego w miejscu lokalizacji kolejnych elektrod z zaznaczonymi pomiarami (żółta linia) SF–Skin – grubość skóry i tłuszczu podskórnego (ang. *subcutaneous fat–plus–skin thickness*); (niebieska linia) MT – grubość mięśnia (ang. *muscle thickness*). Układ pomiarowy obejmował (A) cz1 połączony z e1 i e2, (B) cz2 połączony z e3 i e4, (C) cz3 połączony z e5 i e6 oraz (D) cz4 połączony z e7 i e8.

Nie stwierdzono różnicy w SF–Skin pomiędzy poszczególnymi lokalizacjami elektrod. Stwierdzono większą MT w lokalizacji elektrod e4–e7 niż w lokalizacji elektrod e1 i e2 (tabela 17).

•		e
elektrody	SF–Skin [cm]	MT [cm]
e1	$0,\!98\pm0,\!09$	$1,16 \pm 0,08^{a}$
e2	$0,92 \pm 0,04$	$1,56 \pm 0,07^{a}$
e3	$1,01 \pm 0,07$	$1,78 \pm 0,12^{ab}$
e4	$0,91 \pm 0,03$	$2,70 \pm 0,10^{b}$
e5	$0,81 \pm 0,06$	$2,70 \pm 0,08^{b}$
e6	$0,71 \pm 0,07$	$2,67 \pm 0,03^{b}$
e7	$0.90 \pm 0.15$	$2,66 \pm 0.06^{b}$

e8

р

Tabela 17. Grubość skóry i tłuszczu podskórnego (SF–Skin) i grubość mięśnia (MT) w miejscu lokalizacji elektrod powierzchniowych (e1–e8) wzdłuż przebiegu m. naramiennego.

Wartości liczbowe przedstawiono w postaci średniej  $\pm$  SD. Różnice istotne statystycznie dla p < 0,05 zaznaczono kolejnymi literami w indeksie górnym.

 $\frac{0,68 \pm 0,02}{0.58}$ 

 $2,51 \pm 0.06^{ab}$ 

< 0.0001

Stwierdzono wyższą amplitudę i RMS sygnału rejestrowanego przez czujnik cz3 niż przez pozostałe czujniki. Nie stwierdzono różnic w SNR sygnału rejestrowanego przez rozpatrywane czujniki (tabela 18).

Większa wartość bezwzględna i zmienność sygnału rejestrowanego przez czujnik cz3 oraz większa grubość mięśnia w miejscu rejestracji przy braku różnic w czystości sygnału i grubości ośrodka przewodzącego sygnał determinowały wybór elektrod e5 i e6 połączonych z cz3 jako optymalnej lokalizacji układu pomiarowego do rejestracji sygnału sEMG w stępie oraz dalszej rejestracji w kłusie i galopie.

Tabela 18. Amplituda, siła sygnału (RMS) i stosunek sygnału do szumu (SNR) pęczków aktywności filtrowanego sygnału sEMG rejestrowanego w stępie wzdłuż przebiegu m. naramiennego przez czujniki sEMG (cz1–cz4).

czujniki sEMG	amplituda [mV]	RMS [mV]	SNR [dBc]
cz1	129,4 (157,6; 169,5) <sup>a</sup>	33,3 (33,5; 35,8) <sup>a</sup>	-6,5 (-5,4; -3,9)
cz2	157,9 (164,1; 174,1) <sup>a</sup>	33,6 (38,2; 41,3) <sup>a</sup>	-5,8 (-4,7; -4,1)
cz3	212,5 (291,0; 340,8) <sup>b</sup>	48,8 (51,3; 53,5) <sup>b</sup>	-5,8 (-4,4; -3,4)
cz4	132,0 (153,0; 169,1) <sup>a</sup>	23,6 (29,1; 33,4) <sup>a</sup>	-7,1 (-6,1; -5,5)
р	< 0,0001	0,0001	0,16

Wartości liczbowe przedstawiono w postaci mediany oraz kwartyli (1 kwartyl; 3 kwartyl). Różnice istotne statystycznie dla p <0,05 zaznaczono kolejnymi literami w indeksie górnym.

### 5.1.5 Wybór lokalizacji elektrod wzdłuż m. trójgłowego ramienia

Zastosowany układ pomiarowy umożliwił rejestrację sygnału sEMG w stępie z 6 odprowadzeń zlokalizowanych wzdłuż przebiegu m. trójgłowego ramienia (ryc. 28). Sygnał sEMG spełniający kryteria identyfikacji pęczków aktywności rejestrowano dla 5 odprowadzeń (cz1–cz5). Sygnał sEMG rejestrowany przez czujnik cz6 nie spełniał kryteriów identyfikacji pęczków aktywności.



Rycina. 28. Sygnał surowy sEMG rejestrowany w stępie wzdłuż przebiegu m. trójgłowego ramienia przez kolejne czujniki sEMG (cz1–cz6) połączone z odpowiednimi elektrodami powierzchniowymi (e1–e12) oraz obraz ultrasonograficzny m. trójgłowego ramienia w miejscu lokalizacji kolejnych elektrod z zaznaczonymi pomiarami (żółta linia) SF–Skin – grubość skóry i tłuszczu podskórnego (ang. *subcutaneous fat–plus–skin thickness*); (niebieska linia) MT – grubość mięśnia (ang. *muscle thickness*). Układ pomiarowy obejmował (A) cz1 połączony z e1 i e2, (B) cz2 połączony z e3 i e4, (C) cz3 połączony z e5 i e6, (D) cz4 połączony z e7 i e8, (E) cz5 połączony z e9 i e10 oraz (F) cz6 połączony z e11 i e12.

Stwierdzono wyższą SF–Skin w lokalizacji elektrod e5, e7–9 i e11–12 niż pozostałych elektrod oraz niższą SF–Skin w lokalizacji elektrod e1–2 i e4 niż dla pozostałych elektrod. Stwierdzono niższą MT w lokalizacji elektrod e1–e5 niż pozostałych elektrod i niższą MT w lokalizacji elektrody e10 niż pozostałych elektrod. Stwierdzono również wyższą MT w lokalizacji elektrod e6 i e11–12 oraz elektrody e7 niż elektrod e6, e11–12 (tabela 19).

elektrody	SF–Skin [cm]	MT [cm]
e1	$0,\!46 \pm 0,\!05^{\mathrm{a}}$	$1,76 \pm 0,10^{a}$
e2	$0,43 \pm 0,06^{a}$	$2,67 \pm 0,07^{\rm a}$
e3	$0,\!60\pm 0,\!04^{ m ab}$	$2,79 \pm 0,06^{\rm a}$
e4	$0,50 \pm 0,02^{\mathrm{a}}$	$2,73 \pm 0,10^{a}$
e5	$0,76 \pm 0,05^{b}$	$2,83 \pm 0,08^{a}$
e6	$0,\!65 \pm 0,\!04^{\mathrm{ab}}$	$3,51 \pm 0,31^{ab}$
e7	$0,70 \pm 0,05^{ m b}$	$4,16 \pm 0,16^{b}$
e8	$0,\!78 \pm 0,\!05^{\mathrm{b}}$	$4,67 \pm 0,12^{bc}$
e9	$0,\!69 \pm 0,\!07^{ m b}$	$4,94 \pm 0,22^{bc}$
e10	$0,54 \pm 0,06^{ab}$	$5,18 \pm 0,24^{\circ}$
e11	$0,70 \pm 0,07^{ m b}$	$3,99 \pm 0,85^{ab}$
e12	$0,70 \pm 0,03^{b}$	$3,56 \pm 0,88^{ab}$
р	< 0,0001	< 0,0001

Tabela 19. Grubość skóry i tłuszczu podskórnego (SF–Skin) i grubość mięśnia (MT) w miejscu lokalizacji elektrod powierzchniowych (e1–e12) wzdłuż przebiegu m. trójgłowego ramienia.

Wartości liczbowe przedstawiono w postaci średniej  $\pm$  SD. Różnice istotne statystycznie dla p < 0,05 zaznaczono kolejnymi literami w indeksie górnym.

Sygnał sEMG nie spełniał kryteriów identyfikacji pęczków aktywności w lokalizacji czujnika cz6. Stwierdzono wyższą amplitudę w miejscu lokalizacja czujnika cz1 niż pozostałych lokalizacji czujników. Stwierdzono niższy SNR w miejscu lokalizacji czujnika cz1 i cz4 niż w lokalizacji czujnika cz3. Z kolei w lokalizacji czujnika cz2 i cz5 odnotowano większy SNR niż w przypadku innych lokalizacji. Stwierdzono wyższy RMS dla lokalizacji czujnika cz1 i cz5 niż dla pozostałych czujników oraz niższy RMS dla czujnika w lokalizacji cz3 i cz4 niż dla pozostałych czujników (tabela 20).

Większa wartość bezwzględna, zmienność i czystość sygnału rejestrowanego przez czujnik cz1 pomimo mniejszej grubość mięśnia w miejscu rejestracji sygnału, lecz przy mniejszej grubości ośrodka przewodzącego sygnał determinowały wybór elektrod e1 i e2 połączonych z cz1 jako optymalnej lokalizacji układu pomiarowego do rejestracji sygnału sEMG w stępie oraz dalszej rejestracji w kłusie i galopie.

Tabela 20	). Amplituda, s	siła sygnału	(RMS)	1 stosunek sygn	ału	do szur	nu (SNR	) pęczków
aktywnoś	ci filtrowanego	o sygnału	sEMG	rejestrowanego	W	stępie	wzdłuż	przebiegu
m. trójgło	wego ramienia	przez czujni	ki sEMO	G (cz1–cz6).				

czujniki sEMG	amplituda [mV]	RMS [mV]	SNR [dBc]
cz1	145,7 (157,4; 178,9) <sup>a</sup>	25,0 (28,4; 30,8) <sup>a</sup>	$-9,3(-7,4;-5,2)^{a}$
cz2	49,1 (59,0; 134,2) <sup>b</sup>	15,3 (17,1; 36,7) <sup>ab</sup>	-1,3 (3,8; 20,4) <sup>b</sup>
cz3	43,6 (60,6; 78,9) <sup>b</sup>	7,7 (9,5; 10,9) <sup>b</sup>	-2,8 (-1,9; -0,4) <sup>ab</sup>
cz4	26,7 (42,4; 61,9) <sup>b</sup>	$4,7(5,8;8,0)^{\rm b}$	-4,7 (-3,9; 0,4) <sup>a</sup>
cz5	69,3 (76,9; 102,5) <sup>b</sup>	21,6 (27,6; 32,3) <sup>a</sup>	5,9 (10,2; 11,1) <sup>b</sup>
cz6	_	_	_
р	< 0,0001	< 0,0001	< 0,0001

Wartości liczbowe przedstawiono w postaci mediany oraz kwartyli (1 kwartyl; 3 kwartyl) z wyłączeniem sygnałów sEMG nie spełniał kryteriów identyfikacji pęczków aktywności (cz6). Różnice istotne statystycznie dla p <0,05 zaznaczono kolejnymi literami w indeksie górnym.

#### 5.1.6 Wybór lokalizacji elektrod wzdłuż m. dwugłowego ramienia

Zastosowany układ pomiarowy umożliwił rejestrację sygnału sEMG w stępie z 2 odprowadzeń zlokalizowanych wzdłuż przebiegu m. dwugłowego ramienia (ryc. 29). Sygnał sEMG spełniający kryteria identyfikacji pęczków aktywności rejestrowano dla obydwóch odprowadzeń (cz1–cz2).



Rycina. 29. Sygnał surowy sEMG rejestrowany w stępie wzdłuż przebiegu m. dwugłowego ramienia przez kolejne czujniki sEMG (cz1–cz2) połączone z odpowiednimi elektrodami powierzchniowymi (e1–e4) oraz obraz ultrasonograficzny m. dwugłowego ramienia w miejscu lokalizacji kolejnych elektrod z zaznaczonymi pomiarami (żółta linia) SF–Skin – grubość skóry i tłuszczu podskórnego (ang. *subcutaneous fat–plus–skin thickness*); (niebieska linia) MT – grubość mięśnia (ang. *muscle thickness*). Układ pomiarowy obejmował (A) cz1 połączony z e1 i e2 oraz (B) cz2 połączony z e3 i e4.

Stwierdzono niższą SF–Skin dla lokalizacji elektrod e1–e3 niż dla lokalizacji elektrody e4. Stwierdzono wyższy MT dla lokalizacji elektrody e3 niż dla pozostałych lokalizacji elektrod (tabela 21).

Tabela 21. Grubość skóry i tłuszczu podskórnego (SF–Skin) i grubość mięśnia (MT) w miejscu lokalizacji elektrod powierzchniowych (e1–e4) wzdłuż przebiegu m. dwugłowego ramienia.

elektrody	SF–Skin [cm]	MT [cm]
e1	$0,\!68 \pm 0,\!06^{\mathrm{a}}$	$2,25 \pm 0,23^{a}$
e2	$0,70 \pm 0,08^{\rm a}$	$2,32 \pm 0,14^{a}$
e3	$0,\!68\pm 0,\!17^{\mathrm{a}}$	$3,11 \pm 0,09^{b}$
e4	$1,27 \pm 0,14^{\rm b}$	$2,63 \pm 0,11^{a}$
р	0,0004	< 0,0001

Wartości liczbowe przedstawiono w postaci średniej  $\pm$  SD. Różnice istotne statystycznie dla p < 0,05 zaznaczono kolejnymi literami w indeksie górnym.

Nie stwierdzono różnic amplitudy sygnału dla obydwóch czujników. Stwierdzono wyższy RMS dla lokalizacji czujnika cz1 niż czujnika 2 oraz niższy SNR dla lokalizacji czujnika cz1 niż czujnika 2 (tabela 22).

Tabela 22. Amplituda, siła sygnału (RMS) i stosunek sygnału do szumu (SNR) pęczków aktywności filtrowanego sygnału sEMG rejestrowanego w stępie wzdłuż przebiegu m. dwugłowego ramienia przez czujniki sEMG (cz1–cz2).

czujniki sEMG	amplituda [mV]	RMS [mV]	SNR [dBc]
cz1	31,3 (38,1; 44,9)	8,7 (9,1; 9,9) <sup>a</sup>	-8,9 (-8,3; -6,6) <sup>a</sup>
cz2	39,9 (45,3; 61,6)	6,8 (7,3; 7,8) <sup>b</sup>	-1,8 (-1,6; 0,8) <sup>b</sup>
р	0,10	0,002	< 0,0001

Wartości liczbowe przedstawiono w postaci mediany oraz kwartyli (1 kwartyl; 3 kwartyl). Różnice istotne statystycznie dla p <0,05 zaznaczono kolejnymi literami w indeksie górnym.

Większa czystość i zmienność sygnału rejestrowanego przez czujnik cz1 przy braku różnic w wartości bezwzględnej sygnału i mniejszej grubości ośrodka przewodzącego sygnał, pomimo mniejszej grubości mięśnia w miejscu rejestracji sygnału determinowały wybór elektrod e1 i e2 połączonych z cz1 jako optymalnej lokalizacji układu pomiarowego do rejestracji sygnału sEMG w stępie oraz dalszej rejestracji w kłusie i galopie.

### 5.1.7 Wybór lokalizacji elektrod wzdłuż m. prostownika promieniowego nadgarstka

Zastosowany układ pomiarowy umożliwił rejestrację sygnału sEMG w stępie z 3 odprowadzeń zlokalizowanych wzdłuż przebiegu m. prostownika promieniowego nadgarstka (ryc. 30). Sygnał sEMG spełniający kryteria identyfikacji pęczków aktywności rejestrowano dla wszystkich 3 odprowadzeń (cz1–cz3).



Rycina. 30. Sygnał surowy sEMG rejestrowany w stępie wzdłuż przebiegu m. prostownika promieniowego nadgarstka przez kolejne czujniki sEMG (cz1–cz3) połączone z odpowiednimi elektrodami powierzchniowymi (e1–e6) oraz obraz ultrasonograficzny m. prostownika promieniowego nadgarstka w miejscu lokalizacji kolejnych elektrod z zaznaczonymi pomiarami (żółta linia) SF–Skin – grubość skóry i tłuszczu podskórnego (ang. *subcutaneous fat–plus–skin thickness*); (niebieska linia) MT – grubość mięśnia (ang. *muscle thickness*). Układ pomiarowy obejmował (A) cz1 połączony z e1 i e2, (B) cz2 połączony z e3 i e4 oraz (C) cz3 połączony z e5 i e6.

Stwierdzono niższą SF–Skin dla lokalizacji elektrod e1 i e2 niż dla pozostałych elektrod oraz wyższą SF–Skin dla lokalizacji elektrod e4 i e5 niż dla pozostałych elektrod. Stwierdzono wyższą MT dla lokalizacji elektrod e1–e3 niż dla pozostałych elektrod oraz niższą MT a dla lokalizacji elektrod e5 i e6 niż dla pozostałych elektrod (tabela 23).

Stwierdzono wyższą amplitudę i RMS dla lokalizacji czujnika cz1 niż dla pozostałych czujników oraz niższą amplitudę i RMS dla lokalizacji czujnika cz3 niż dla pozostałych czujników. Stwierdzono niższy SNR dla lokalizacji czujnika cz3 niż dla pozostałych czujników oraz wyższy SNR dla lokalizacji czujnika cz1 niż dla pozostałych czujników (tabela 24).

Tabela 23. Grubość skóry i tłuszczu podskórnego (SF–Skin) i grubość mięśnia (MT) w miejscu lokalizacji elektrod powierzchniowych (e1–e6) wzdłuż przebiegu m. prostownika promieniowego nadgarstka.

elektrody	SF–Skin [cm]	MT [cm]
e1	$0,24 \pm 0,03^{a}$	$4,25 \pm 0,30^{a}$
e2	$0,26 \pm 0,06^{a}$	$3,38 \pm 0,26^{a}$
e3	$0,32 \pm 0,09^{ab}$	$4,12 \pm 0,42^{a}$
e4	$0,43 \pm 0,12^{b}$	$3,53 \pm 0,31^{ab}$
e5	$0,43 \pm 0,12^{b}$	$1,43 \pm 0,22^{b}$
e6	$0,35 \pm 0,12^{ab}$	$0,83 \pm 0,16^{\rm b}$
р	0,0007	< 0,0001

Wartości liczbowe przedstawiono w postaci średniej  $\pm$  SD. Różnice istotne statystycznie dla p < 0,05 zaznaczono kolejnymi literami w indeksie górnym.

Tabela 24. Amplituda, siła sygnału (RMS) i stosunek sygnału do szumu (SNR) pęczków aktywności filtrowanego sygnału sEMG rejestrowanego w stępie wzdłuż przebiegu m. prostownika promieniowego nadgarstka przez czujniki sEMG (cz1–cz3).

czujniki sEMG	amplituda [mV]	RMS [mV]	SNR [dBc]
cz1	107,4 (113,6; 117,9) <sup>a</sup>	24,2 (28,1; 33,7) <sup>a</sup>	$-0,1(2,4;3,8)^{a}$
cz2	85,5 (90,2; 105,5) <sup>ab</sup>	16,4 (18,1; 19,0) <sup>b</sup>	-7,2 (5,3; -1,5) <sup>b</sup>
cz3	49,8 (69,8; 84,5) <sup>b</sup>	10,2 (12,2; 13,6) <sup>c</sup>	-7,8 (-5,9; -4,6) <sup>b</sup>
Р	0,003	< 0,0001	< 0,0001

Wartości liczbowe przedstawiono w postaci mediany oraz kwartyli (1 kwartyl; 3 kwartyl). Różnice istotne statystycznie dla p <0,05 zaznaczono kolejnymi literami w indeksie górnym.

Większa wartość bezwzględna i czystość sygnału rejestrowanego przez czujnik cz2 przy większej grubości mięśnia w miejscu rejestracji sygnału oraz średniej zmienności sygnału i grubości ośrodka przewodzącego sygnał determinowały wybór elektrod e3 i e4 połączonych z cz2 jako optymalnej lokalizacji układu pomiarowego do rejestracji sygnału sEMG w stępie oraz dalszej rejestracji w kłusie i galopie.

### 5.1.8 Wybór lokalizacji elektrod wzdłuż m. prostownika wspólnego palców

Zastosowany układ pomiarowy umożliwił rejestrację sygnału sEMG w stępie z 3 odprowadzeń zlokalizowanych wzdłuż przebiegu m. prostownika wspólnego palców (ryc. 31). Sygnał sEMG spełniający kryteria identyfikacji pęczków aktywności rejestrowano dla wszystkich 3 odprowadzeń (cz1–cz3).



Rycina. 31. Sygnał surowy sEMG rejestrowany w stępie wzdłuż przebiegu m. prostownika wspólnego palców przez kolejne czujniki sEMG (cz1–cz3) połączone z odpowiednimi elektrodami powierzchniowymi (e1–e6) oraz obraz ultrasonograficzny m. prostownika wspólnego palców w miejscu lokalizacji kolejnych elektrod z zaznaczonymi pomiarami (żółta linia) SF–Skin – grubość skóry i tłuszczu podskórnego (ang. *subcutaneous fat–plus–skin thickness*); (niebieska linia) MT – grubość mięśnia (ang. *muscle thickness*). Układ pomiarowy obejmował (A) cz1 połączony z e1 i e2, (B) cz2 połączony z e3 i e4 oraz (C) cz3 połączony z e5 i e6.

Stwierdzono wyższą SF–Skin dla lokalizacji elektrod e5 i e6 był niż dla pozostałych elektrod oraz niższą SF–Skin dla lokalizacji elektrod e1, e3–e4 niż dla pozostałych elektrod. Stwierdzono wyższą MT dla lokalizacji elektrod e1 i e2 niż dla pozostałych elektrod oraz niższą MT dla lokalizacji elektrod e5 i e6 niż dla pozostałych elektrod (tabela 25).

Stwierdzono wyższą amplitudę i RMS dla lokalizacji czujnika cz3 niż dla pozostałych czujników oraz niższą amplitudę i RMS dla lokalizacji czujnika cz1 niż dla pozostałych czujników. Stwierdzono niższą SNR dla lokalizacji czujników cz1 i cz2 niż dla lokalizacji czujnika cz3 (tabela 26).

Tabela 25. Grubość skóry i tłuszczu podskórnego (SF–Skin) i grubość mięśnia (MT) w miejscu lokalizacji elektrod powierzchniowych (e1–e6) wzdłuż przebiegu m. prostownika wspólnego palców.

elektrody	SF-Skin [cm]	MT [cm]
e1	$0,17 \pm 0,05^{a}$	$4,08 \pm 0,22^{a}$
e2	$0,25 \pm 0,06^{ m ab}$	$4,09 \pm 0,20^{a}$
e3	$0,21 \pm 0,03^{a}$	$3,85 \pm 0,15^{ab}$
e4	$0,20 \pm 0,03^{a}$	$2,69 \pm 0,38^{\rm ab}$
e5	$0,33 \pm 0,07^{ m b}$	$1,89 \pm 0,09^{ m b}$
e6	$0,31 \pm 0,12^{b}$	$1,09 \pm 0,11^{b}$
р	< 0,0001	< 0,0001

Wartości liczbowe przedstawiono w postaci średniej  $\pm$  SD. Różnice istotne statystycznie dla p < 0,05 zaznaczono kolejnymi literami w indeksie górnym.

Tabela 26. Amplituda, siła sygnału (RMS) i stosunek sygnału do szumu (SNR) pęczków aktywności filtrowanego sygnału sEMG rejestrowanego w stępie wzdłuż przebiegu m. prostownika wspólnego palców przez czujniki sEMG (cz1–cz3).

czujniki sEMG	amplituda [mV]	RMS [mV]	SNR [dBc]
cz1	58,3 (61,5; 95,7) <sup>a</sup>	12,1 (13,7;16,9) <sup>a</sup>	-6,1 (-4,1; -2,4) <sup>a</sup>
cz2	101,3 (109,2; 128,6) <sup>ab</sup>	19,3 (20,4; 23,9) <sup>ab</sup>	-6,1 (-5,2; -4,8) <sup>a</sup>
cz3	131,8 (148,3; 163,7) <sup>b</sup>	32,2 (34,0; 35,9) <sup>b</sup>	-2,0 (-0,9; 0,1) <sup>b</sup>
р	0,01	0,002	0,002

Wartości liczbowe przedstawiono w postaci mediany oraz kwartyli (1 kwartyl; 3 kwartyl). Różnice istotne statystycznie dla p <0,05 zaznaczono kolejnymi literami w indeksie górnym.

Większa wartość bezwzględna, czystość i zmienność sygnału rejestrowanego przez czujnik cz2 przy średniej grubości mięśnia oraz mniejszej grubości ośrodka przewodzącego w miejscu rejestracji sygnału determinowały wybór elektrod e3 i e4 połączonych z cz2 jako optymalnej lokalizacji układu pomiarowego do rejestracji sygnału sEMG w stępie oraz dalszej rejestracji w kłusie i galopie.

#### 5.1.9 Wybór lokalizacji elektrod wzdłuż m. prostownika bocznego palców

Zastosowany układ pomiarowy umożliwił rejestrację sygnału sEMG w stępie z 3 odprowadzeń zlokalizowanych wzdłuż przebiegu m. prostownika bocznego palców (ryc. 32). Sygnał sEMG spełniający kryteria identyfikacji pęczków aktywności rejestrowano dla wszystkich 3 odprowadzeń (cz1–cz3).



Rycina. 32. Sygnał surowy sEMG rejestrowany w stępie wzdłuż przebiegu m. prostownika bocznego palców przez kolejne czujniki sEMG (cz1–cz3) połączone z odpowiednimi elektrodami powierzchniowymi (e1–e6) oraz obraz ultrasonograficzny m. prostownika bocznego palców w miejscu lokalizacji kolejnych elektrod z zaznaczonymi pomiarami (żółta linia) SF–Skin – grubość skóry i tłuszczu podskórnego (ang. *subcutaneous fat–plus–skin thickness*); (niebieska linia) MT – grubość mięśnia (ang. *muscle thickness*). Układ pomiarowy obejmował (A) cz1 połączony z e1 i e2, (B) cz2 połączony z e3 i e4 oraz (C) cz3 połączony z e5 i e6.

Nie stwierdzono różnic w SF–Skin dla lokalizacji wszystkich elektrod. Stwierdzono wyższą MT dla lokalizacji elektrod e3 i e4 oraz niższą MT dla lokalizacji elektrod e1 i e2 niż dla pozostałych elektrod (tabela 27).

Tabela 27. Grubość skóry i tłuszczu podskórnego (SF–Skin) i grubość mięśnia (MT) w miejscu lokalizacji elektrod powierzchniowych (e1–e6) wzdłuż przebiegu m. prostownika bocznego palców.

elektrody	SF–Skin [cm]	MT [cm]
e1	$0,20 \pm 0,01$	$1,23 \pm 0,03^{a}$
e2	$0,21 \pm 0,01$	$2,\!49 \pm 0,\!15^{\mathrm{ab}}$
e3	$0,23 \pm 0,02$	$3,39 \pm 0,23^{b}$
e4	$0,22 \pm 0,02$	$2,81 \pm 0,14^{b}$
e5	$0,22 \pm 0,02$	$1,67 \pm 0,04^{a}$
e6	$0,24 \pm 0,04$	$1,65 \pm 0,07^{a}$
р	0,07	<0,0001

Wartości liczbowe przedstawiono w postaci średniej  $\pm$  SD. Różnice istotne statystycznie dla p < 0,05 zaznaczono kolejnymi literami w indeksie górnym.

Stwierdzono większą amplitudę dla lokalizacji czujników cz2 i cz3 niż dla lokalizacji czujnika cz1. Stwierdzono wyższy RMS dla lokalizacji czujników cz2 i cz3 niż dla lokalizacji czujnika cz1. Stwierdzono niższy SNR dla lokalizacji czujnika cz1 niż dla lokalizacji czujników cz2 i cz3 (tabela 28).

Tabela 28. Amplituda, siła sygnału (RMS) i stosunek sygnału do szumu (SNR) pęczków aktywności filtrowanego sygnału sEMG rejestrowanego w stępie wzdłuż przebiegu m. prostownika bocznego palców przez czujniki sEMG (cz1–cz3).

czujniki sEMG	amplituda [mV]	RMS [mV]	SNR [dBc]
cz1	253,0 (291,7; 326,5) <sup>a</sup>	49,0 (50,8; 63,0) <sup>a</sup>	-7,7 (-6,7; -6,2) <sup>a</sup>
cz2	540,3 (610,9; 700,8) <sup>b</sup>	107,5 (117,5; 119,5) <sup>b</sup>	-6,0 (-4,7; -3,4) <sup>a</sup>
cz3	493,9 (549,5; 725,5) <sup>b</sup>	91,8 (108,8; 112,9) <sup>b</sup>	-3,9 (-2,8; -2,5) <sup>b</sup>
р	< 0,0001	< 0,0001	0,002

Wartości liczbowe przedstawiono w postaci mediany oraz kwartyli (1 kwartyl; 3 kwartyl). Różnice istotne statystycznie dla p <0,05 zaznaczono kolejnymi literami w indeksie górnym.

Większa wartość bezwzględna, czystość i zmienność sygnału rejestrowanego przez czujnik cz2 przy większej grubości mięśnia w miejscu rejestracji sygnału oraz braku różnic w grubości ośrodka przewodzącego sygnał determinowały wybór elektrod e3 i e4 połączonych z cz2 jako optymalnej lokalizacji układu pomiarowego do rejestracji sygnału sEMG w stępie oraz dalszej rejestracji w kłusie i galopie.

### 5.1.10 Wybór lokalizacji elektrod wzdłuż m. prostownika łokciowego nadgarstka

Zastosowany układ pomiarowy umożliwił rejestrację sygnału sEMG w stępie z 3 odprowadzeń zlokalizowanych wzdłuż przebiegu m. prostownika łokciowego nadgarstka (ryc. 33). Sygnał sEMG spełniający kryteria identyfikacji pęczków aktywności rejestrowano dla wszystkich 3 odprowadzeń (cz1–cz3).



Rycina. 33. Sygnał surowy sEMG rejestrowany w stępie wzdłuż przebiegu m. prostownika łokciowego nadgarstka przez kolejne czujniki sEMG (cz1–cz3) połączone z odpowiednimi elektrodami powierzchniowymi (e1–e6) oraz obraz ultrasonograficzny m. prostownika łokciowego nadgarstka w miejscu lokalizacji kolejnych elektrod z zaznaczonymi pomiarami (żółta linia) SF–Skin – grubość skóry i tłuszczu podskórnego (ang. *subcutaneous fat–plus–skin thickness*); (niebieska linia) MT – grubość mięśnia (ang. *muscle thickness*). Układ pomiarowy obejmował (A) cz1 połączony z e1 i e2, (B) cz2 połączony z e3 i e4 oraz (C) cz3 połączony z e5 i e6.

Stwierdzono niższą SF–Skin dla lokalizacji elektrod e3–e4 oraz wyższą SF–Skin dla lokalizacji elektrod e1, e5–e6 niż dla pozostałych elektrod. Stwierdzono wyższą MT dla lokalizacji elektrod e1–2 niż dla pozostałych lokalizacji elektrod oraz niższą MT dla lokalizacji elektrod e5–e6 niż dla pozostałych lokalizacji elektrod. Stwierdzono wyższą MT dla lokalizacji elektrody e2 niż dla lokalizacji elektrody e4 (tabela 29).

Stwierdzono wyższą amplitudę i RMS dla lokalizacji czujnika cz3 niż dla lokalizacji czujników cz1 i cz2. Stwierdzono niższą SNR dla lokalizacji czujników cz2 i cz3 niż dla lokalizacji czujnika cz1 (tabela 30).

Tabela 29. Grubość skóry i tłuszczu podskórnego (SF–Skin) i grubość mięśnia (MT) w miejscu lokalizacji elektrod powierzchniowych (e1–e6) wzdłuż przebiegu m. prostownika łokciowego nadgarstka.

elektrody	SF–Skin [cm]	MT [cm]
e1	$0,32 \pm 0,02^{a}$	$5,19 \pm 0,17^{a}$
e2	$0,29 \pm 0,02^{ab}$	$4,84 \pm 0,17^{ m ab}$
e3	$0,27 \pm 0,04^{\rm b}$	$5,21 \pm 0,18^{a}$
e4	$0,25 \pm 0,04^{\mathrm{b}}$	$4,34 \pm 0,19^{b}$
e5	$0,30 \pm 0,04^{\rm a}$	$3,75 \pm 0,10^{\circ}$
e6	$0,30 \pm 0,03^{a}$	$3,72 \pm 0,18^{\circ}$
р	0,0007	< 0,0001

Wartości liczbowe przedstawiono w postaci średniej  $\pm$  SD. Różnice istotne statystycznie dla p < 0,05 zaznaczono kolejnymi literami w indeksie górnym.

Tabela 30. Amplituda, siła sygnału (RMS) i stosunek sygnału do szumu (SNR) pęczków aktywności filtrowanego sygnału sEMG rejestrowanego w stępie wzdłuż przebiegu m. prostownika łokciowego nadgarstka przez czujniki sEMG (cz1–cz3).

czujniki sEMG	amplituda [mV]	RMS [mV]	SNR [dBc]
cz1	369,3 (481,1; 597,1) <sup>a</sup>	60,4 (68,9; 74,4) <sup>a</sup>	-2,7 (-1,2; 1,5) <sup>a</sup>
cz2	329,9 (380,4; 446,6) <sup>a</sup>	69,3 (72,0; 73,2) <sup>a</sup>	-8,2 (-7,7; -5,0) <sup>b</sup>
cz3	530,8 (596,6; 769,7) <sup>b</sup>	96,0 (103,8; 123,7) <sup>b</sup>	-6,3 (-5,2; -3,3) <sup>b</sup>
р	0,02	< 0,0001	0,003

Wartości liczbowe przedstawiono w postaci mediany oraz kwartyli (1 kwartyl; 3 kwartyl). Różnice istotne statystycznie dla p <0,05 zaznaczono kolejnymi literami w indeksie górnym.

Większa wartość bezwzględna, czystość i zmienność sygnału rejestrowanego przez czujnik cz3 pomimo mniejszej grubości mięśnia i większej grubości ośrodka przewodzącego w miejscu rejestracji sygnału determinowały wybór elektrod e5 i e6 połączonych z cz3 jako optymalnej lokalizacji układu pomiarowego do rejestracji sygnału sEMG w stępie oraz dalszej rejestracji w kłusie i galopie.

### 5.1.11 Wybór lokalizacji elektrod wzdłuż m. zginacza łokciowego nadgarstka

Zastosowany układ pomiarowy umożliwił rejestrację sygnału sEMG w stępie z 2 odprowadzeń zlokalizowanych wzdłuż przebiegu m. zginacza łokciowego nadgarstka (ryc. 34). Sygnał sEMG spełniający kryteria identyfikacji pęczków aktywności rejestrowano dla obydwóch odprowadzeń (cz1–cz2).



Rycina. 34. Sygnał surowy sEMG rejestrowany w stępie wzdłuż przebiegu m. zginacza łokciowego nadgarstka przez kolejne czujniki sEMG (cz1–cz3) połączone z odpowiednimi elektrodami powierzchniowymi (e1–e6) oraz obraz ultrasonograficzny m. zginacza łokciowego nadgarstka w miejscu lokalizacji kolejnych elektrod z zaznaczonymi pomiarami (żółta linia) SF–Skin – grubość skóry i tłuszczu podskórnego (ang. *subcutaneous fat–plus–skin thickness*); (niebieska linia) MT – grubość mięśnia (ang. *muscle thickness*). Układ pomiarowy obejmował (A) cz1 połączony z e1 i e2 oraz (B) cz2 połączony z e3 i e4.

Nie stwierdzono różnic SF–Skin pomiędzy rozpatrywanymi lokalizacjami elektrod. Stwierdzono wyższą MT dla lokalizacji elektrody e4 oraz niższą MT a dla lokalizacji elektrod e1–e2 niż dla lokalizacji elektrody e3 (tabela 31).

Tabela 31. Grubość skóry i tłuszczu podskórnego (SF–Skin) i grubość mięśnia (MT) w miejscu lokalizacji elektrod powierzchniowych (e1–e4) wzdłuż przebiegu m. zginacza łokciowego nadgarstka.

SF–Skin [cm]	MT [cm]
$0,13 \pm 0,01$	$3,68 \pm 0,11^{a}$
$0,13 \pm 0,01$	$3,71 \pm 0,17^{a}$
$0,12 \pm 0,01$	$5,30 \pm 0,12^{b}$
$0,13 \pm 0,01$	$5,88 \pm 0,22^{c}$
0,53	< 0,0001
	SF-Skin [cm] $0,13 \pm 0,01$ $0,13 \pm 0,01$ $0,12 \pm 0,01$ $0,13 \pm 0,01$ $0,13 \pm 0,01$ $0,53$

Wartości liczbowe przedstawiono w postaci średniej  $\pm$  SD. Różnice istotne statystycznie dla p < 0,05 zaznaczono kolejnymi literami w indeksie górnym.

Stwierdzono wyższą amplitudę i RMS dla lokalizacji czujnika cz2 niż dla lokalizacji czujnika cz1. Stwierdzono wyższy SNR dla lokalizacji czujnika cz1 niż dla lokalizacji czujnika cz2 (tabela 32).

Tabela 32. Amplituda, siła sygnału (RMS) i stosunek sygnału do szumu (SNR) pęczków aktywności filtrowanego sygnału sEMG rejestrowanego w stępie wzdłuż przebiegu m. zginacza łokciowego nadgarstka przez czujniki sEMG (cz1–cz2).

czujniki sEMG	amplituda [mV]	RMS [mV]	SNR [dBc]
cz1	410,4 (550,5; 596,6) <sup>a</sup>	80,1 (92,5; 97,5) <sup>a</sup>	-7,3 (-5,2; -4,3)
cz2	799,3 (868,1; 1025,0) <sup>b</sup>	144,8 (167,5; 193,5) <sup>b</sup>	-4,7 (-4,0; -3,4)
р	0,005	< 0,0001	0,05

Wartości liczbowe przedstawiono w postaci mediany oraz kwartyli (1 kwartyl; 3 kwartyl). Różnice istotne statystycznie dla p <0,05 zaznaczono kolejnymi literami w indeksie górnym.

Większa wartość bezwzględna i zmienność sygnału rejestrowanego przez czujnik cz2 oraz większa grubość mięśnia w miejscu rejestracji sygnału przy braku różnic w czystości sygnału i grubości ośrodka przewodzącego sygnał determinowały wybór elektrod e3 i e4 połączonych z cz2 jako optymalnej lokalizacji układu pomiarowego do rejestracji sygnału sEMG w stępie oraz dalszej rejestracji w kłusie i galopie.

#### 5.1.12 Wybór lokalizacji elektrod wzdłuż m. piszczelowego doczaszkowego

Zastosowany układ pomiarowy umożliwił rejestrację sygnału sEMG w stępie z 3 odprowadzeń zlokalizowanych wzdłuż przebiegu m. piszczelowego doczaszkowego (ryc. 35). Sygnał sEMG spełniający kryteria identyfikacji pęczków aktywności rejestrowano dla wszystkich 3 odprowadzeń (cz1–cz3).



Rycina. 35. Sygnał surowy sEMG rejestrowany w stępie wzdłuż przebiegu m. piszczelowego doczaszkowego przez kolejne czujniki sEMG (cz1–cz3) połączone z odpowiednimi elektrodami powierzchniowymi (e1–e6) oraz obraz ultrasonograficzny m. piszczelowego doczaszkowego w miejscu lokalizacji kolejnych elektrod z zaznaczonymi pomiarami (żółta linia) SF–Skin – grubość skóry i tłuszczu podskórnego (ang. *subcutaneous fat–plus–skin thickness*); (niebieska linia) MT – grubość mięśnia (ang. *muscle thickness*). Układ pomiarowy obejmował (A) cz1 połączony z e1 i e2, (B) cz2 połączony z e3 i e4 oraz (C) cz3 połączony z e5 i e6.

Stwierdzono niższą SF–Skin dla lokalizacji elektrod e3 i e4 oraz wyższą SF–Skin dla lokalizacji elektrod e5 i e6 niż dla lokalizacji elektrod e1 i e2 (tabela 33).

Tabela 33. Grubość skóry i tłuszczu podskórnego (SF–Skin) i grubość mięśnia (MT) w miejscu lokalizacji elektrod powierzchniowych (e1–e6) wzdłuż przebiegu m. piszczelowego doczaszkowego.

elektrody	SF–Skin [cm]	MT [cm]
e1	$0,89 \pm 0,05^{ m ab}$	$1,76 \pm 0,16^{a}$
e2	$0,\!90 \pm 0,\!05^{\mathrm{ab}}$	$1,87 \pm 0,22^{a}$
e3	$0,\!80 \pm 0,\!08^{\mathrm{a}}$	$2,55 \pm 0,15^{ab}$
e4	$0,\!80 \pm 0,\!10^{\mathrm{a}}$	$2,68 \pm 0,13^{\rm b}$
e5	$1,11 \pm 0,09^{ m b}$	$1,77 \pm 0,16^{a}$
e6	$1,54 \pm 0,08^{\rm b}$	$1,30 \pm 0,10^{a}$
р	< 0.0001	< 0.0001

Wartości liczbowe przedstawiono w postaci średniej  $\pm$  SD. Różnice istotne statystycznie dla p < 0,05 zaznaczono kolejnymi literami w indeksie górnym.

Stwierdzono wyższą amplitudę i RMS dla lokalizacji czujników cz2 i cz3 niż dla lokalizacji czujnika cz1. Nie stwierdzono różnić w SNR pomiędzy lokalizacjami rozpatrywanych czujników (tabela 34).

Tabela 34. Amplituda, siła sygnału (RMS) i stosunek sygnału do szumu (SNR) pęczków aktywności filtrowanego sygnału sEMG rejestrowanego w stępie wzdłuż przebiegu m. piszczelowego doczaszkowego przez czujniki sEMG (cz1–cz3).

czujniki sEMG	amplituda [mV]	RMS [mV]	SNR [dBc]
cz1	63,0 (71,4; 79,4) <sup>a</sup>	14,7 (15,6; 17,7) <sup>a</sup>	-1,0 (0,1; 1,0)
cz2	90,6 (96,1; 104,8) <sup>b</sup>	18,6 (19,6; 20,7) <sup>b</sup>	-3,3 (-0,6; 2,9)
cz3	101,4 (116,2; 125,7) <sup>b</sup>	21,7 (23,3; 25,9) <sup>b</sup>	-1,8 (0,5; 1,3)
р	0,0004	0,0002	0,98

Wartości liczbowe przedstawiono w postaci mediany oraz kwartyli (1 kwartyl; 3 kwartyl). Różnice istotne statystycznie dla p <0,05 zaznaczono kolejnymi literami w indeksie górnym.

Większa wartość bezwzględna i zmienność sygnału rejestrowanego przez czujnik cz2 oraz większa grubość mięśnia i mniejsza grubości ośrodka przewodzącego w miejscu rejestracji sygnału przy braku różnic w czystości sygnału determinowały wybór elektrod e3 i e4 połączonych z cz2 jako optymalnej lokalizacji układu pomiarowego do rejestracji sygnału sEMG w stępie oraz dalszej rejestracji w kłusie i galopie.

#### 5.1.13 Wybór lokalizacji elektrod wzdłuż m. prostownika długiego palców

Zastosowany układ pomiarowy umożliwił rejestrację sygnału sEMG w stępie z 3 odprowadzeń zlokalizowanych wzdłuż przebiegu m. prostownika długiego palców (ryc. 36). Sygnał sEMG spełniający kryteria identyfikacji pęczków aktywności rejestrowano dla wszystkich 3 odprowadzeń (cz1–cz3).



Rycina. 36. Sygnał surowy sEMG rejestrowany w stępie wzdłuż przebiegu m. prostownika długiego palców przez kolejne czujniki sEMG (cz1–cz3) połączone z odpowiednimi elektrodami powierzchniowymi (e1–e6) oraz obraz ultrasonograficzny m. prostownika długiego palców w miejscu lokalizacji kolejnych elektrod z zaznaczonymi pomiarami (żółta linia) SF–Skin – grubość skóry i tłuszczu podskórnego (ang. *subcutaneous fat–plus–skin thickness*); (niebieska linia) MT – grubość mięśnia (ang. *muscle thickness*). Układ pomiarowy obejmował (A) cz1 połączony z e1 i e2, (B) cz2 połączony z e3 i e4 oraz (C) cz3 połączony z e5 i e6.

Stwierdzono wyższą SF–Skin dla lokalizacji elektrod e3–e4 niż dla pozostałych lokalizacji elektrod. Stwierdzono wyższą MT dla lokalizacji elektrod e4–e5 oraz niższą MT dla lokalizacji elektrod e1–e2 niż dla lokalizacji elektrod e3 i e6 (tabela 35).

Tabela 35. Grubość skóry i tłuszczu podskórnego (SF–Skin) i grubość mięśnia (MT) w miejscu lokalizacji elektrod powierzchniowych (e1–e6) wzdłuż przebiegu m. prostownika długiego palców.

elektrody	SF–Skin [cm]	MT [cm]
e1	$0,37 \pm 0,11^{a}$	$1,27 \pm 0,15^{a}$
e2	$0,29 \pm 0,06^{\rm a}$	$1,53 \pm 0,05^{a}$
e3	$1,01 \pm 0,13^{\rm b}$	$1,58 \pm 0,08^{ m ab}$
e4	$1,06 \pm 0,13^{\rm b}$	$1,80 \pm 0,08^{ m b}$
e5	$0,35 \pm 0,09^{\rm a}$	$1,73 \pm 0,08^{\rm b}$
e6	$0,33 \pm 0,05^{a}$	$1,57 \pm 0,10^{\rm ab}$
р	< 0,0001	< 0,0001

Wartości liczbowe przedstawiono w postaci średniej  $\pm$  SD. Różnice istotne statystycznie dla p < 0,05 zaznaczono kolejnymi literami w indeksie górnym.

Stwierdzono wyższą amplitudę dla lokalizacji czujników cz2 i cz3 niż dla lokalizacji czujnika cz1. Stwierdzono wyższą RMS dla lokalizacji czujnika cz3 niż dla lokalizacji czujników cz1 i cz2. Nie stwierdzono różnic w SNR pomiędzy rozpatrywanymi lokalizacjami czujników (tabela 36).

Tabela 36. Amplituda, siła sygnału (RMS) i stosunek sygnału do szumu (SNR) pęczków aktywności filtrowanego sygnału sEMG rejestrowanego w stępie wzdłuż przebiegu m. prostownika długiego palców przez czujniki sEMG (cz1–cz3).

czujniki sEMG	amplituda [mV]	RMS [mV]	SNR [dBc]
cz1	89,3 (96,8; 110,4) <sup>a</sup>	17,0 (17,8; 18,7) <sup>a</sup>	-8,3 (-7,5; -6,3)
cz2	132,4 (143,7; 155,5) <sup>b</sup>	18,5 (19,8; 20,6) <sup>a</sup>	-7,3 (-5,9; -5,8)
cz3	132,0 (139,7; 151,7) <sup>b</sup>	27,6 (28,9; 30,1) <sup>b</sup>	-8,5 (-8,2; -6,6)
р	0,002	< 0,0001	0,36

Wartości liczbowe przedstawiono w postaci mediany oraz kwartyli (1 kwartyl; 3 kwartyl). Różnice istotne statystycznie dla p <0,05 zaznaczono kolejnymi literami w indeksie górnym.

Większa wartość bezwzględna i zmienność sygnału rejestrowanego przez czujnik cz3 oraz większa grubość mięśnia i mniejsza grubości ośrodka przewodzącego w miejscu rejestracji sygnału przy braku różnic w czystości sygnału determinowały wybór elektrod e5 i e6 połączonych z cz3 jako optymalnej lokalizacji układu pomiarowego do rejestracji sygnału sEMG w stępie oraz dalszej rejestracji w kłusie i galopie.

#### 5.1.14 Wybór lokalizacji elektrod wzdłuż m. dwugłowego uda

Zastosowany układ pomiarowy umożliwił rejestrację sygnału sEMG w stępie z 14 odprowadzeń zlokalizowanych wzdłuż przebiegu m. dwugłowego uda (ryc. 37). Sygnał sEMG spełniający kryteria identyfikacji pęczków aktywności rejestrowano dla 13 odprowadzeń (cz2–cz14). Sygnał sEMG rejestrowany przez czujnik cz1 nie spełniał kryteriów identyfikacji pęczków aktywności.



Rycina. 37. Surowy sygnał elektromiograficzny rejestrowany w stępie wzdłuż przebiegu m. dwugłowego uda przez kolejne czujniki sEMG (cz1–cz14) połączone z odpowiednimi elektrodami powierzchniowymi (e1–e28) oraz obraz ultrasonograficzny m. dwugłowego uda w miejscu lokalizacji kolejnych elektrod z zaznaczonymi pomiarami (żółta linia) SF–Skin – grubość skóry i tłuszczu podskórnego (ang. *subcutaneous fat–plus–skin thickness*); (niebieska linia) MT – grubość mięśnia (ang. *muscle thickness*). Układ pomiarowy obejmował (A) cz1 połączony z e1 i e2, (B) cz2 połączony z e3 i e4, (C) cz3 połączony z e5 i e6, (D) cz4 połączony z e7 i e8, (E) cz5 połączony z e9 i e10, (F) cz6 połączony z e11 i e12, (G) cz7 połączony e13 i e14, (H) cz8 połączony z e15 i e16, (I) cz9 połączony z e17 i 18, (J) cz10 połączony z e19 i e20, (K) cz11 połączony z e21 i e22, (L) cz12 połączony z e23 i e24, (Ł) cz13 połączony z e25 i e26 oraz (M) cz14 połączony z e27 i e28.

Stwierdzono wyższą SF–skin dla lokalizacji elektrod e1–e6, e20–e22 i e27–e28 oraz niższą SF–skin dla lokalizacji elektrod e9–e10, e14–e15, e18, e23 niż dla lokalizacji elektrod e7–e8, e11–e13, e16–e17, e19, e24–e26. Stwierdzono wyższą MT dla lokalizacji elektrod e1– e11, e14–e15, e18–e27 oraz niższą MT dla lokalizacji elektrod e12–e13 niż dla lokalizacji elektrod e16–e17 i e28 (tabela 37).

Tabela 37. Grubość skóry i tłuszczu podskórnego (SF–Skin) i grubość mięśnia (MT) w miejscu lokalizacji elektrod powierzchniowych (e1–e28) wzdłuż przebiegu m. dwugłowego uda.

elektrody	SF–Skin [cm]	MT [cm]
e1	$0,63 \pm 0,06^{a}$	$8,94 \pm 0,08^{a}$
e2	$0,66 \pm 0,06^{\rm a}$	$9,82 \pm 0,07^{a}$
e3	$0,76 \pm 0,06^{\rm a}$	$10,25 \pm 0,31^{a}$
e4	$0,59 \pm 0,02^{\rm a}$	$13,73 \pm 1,41^{a}$
e5	$0,58 \pm 0,02^{\mathrm{a}}$	$10,57 \pm 0,26^{\rm a}$
e6	$0,56 \pm 0,04^{\rm a}$	$7,54 \pm 0,07^{a}$
e7	$0,51 \pm 0,05^{ m ab}$	$10,12 \pm 0,61^{a}$
e8	$0,51 \pm 0,06^{ab}$	$9,32 \pm 0,17^{a}$
e9	$0,48 \pm 0,06^{b}$	$9,51 \pm 0,45^{a}$
e10	$0,50 \pm 0,03^{\rm b}$	$9,52 \pm 0,08^{a}$
e11	$0,54 \pm 0,06^{\rm ab}$	$11,84 \pm 0,27^{a}$
e12	$0,54 \pm 0,04^{\rm ab}$	$5,30 \pm 0,06^{b}$
e13	$0,52 \pm 0,02^{ab}$	$5,41 \pm 0,09^{b}$
e14	$0,48 \pm 0,03^{b}$	$8,57 \pm 0,10^{a}$
e15	$0,49 \pm 0,05^{b}$	$10,09 \pm 0,19^{a}$
e16	$0,50 \pm 0,03^{ab}$	$6,81 \pm 0,11^{ab}$
e17	$0,51 \pm 0,03^{ab}$	$3,00 \pm 0,07^{ab}$
e18	$0,48 \pm 0,06^{b}$	$7,59 \pm 0,05^{\mathrm{a}}$
e19	$0,51 \pm 0,03^{ab}$	$9,69 \pm 0,17^{a}$
e20	$0,59 \pm 0,02^{a}$	$11,03 \pm 0,12^{a}$
e21	$0,59 \pm 0,02^{a}$	$7,15 \pm 0,96^{a}$
e22	$0,67 \pm 0,02^{a}$	$6,93 \pm 0,13^{a}$
e23	$0,45 \pm 0,04^{b}$	$8,99 \pm 0,08^{a}$
e24	$0,53 \pm 0,04^{ab}$	$8,98 \pm 0,09^{a}$
e25	$0,53 \pm 0,04^{ab}$	$8,98 \pm 0,09^{a}$
e26	$0,53 \pm 0,04^{ab}$	$8,84 \pm 0,16^{a}$
e27	$0,58 \pm 0,02^{a}$	$8,50 \pm 0,24^{a}$
e28	$0,58 \pm 0,02^{a}$	$6,53 \pm 0,14^{ab}$
р	< 0,0001	< 0,0001

Wartości liczbowe przedstawiono w postaci średniej  $\pm$  SD. Różnice istotne statystycznie dla p < 0,05 zaznaczono kolejnymi literami w indeksie górnym.

Stwierdzono wyższą amplitudę dla lokalizacji czujników cz5–cz6, cz8–cz10 oraz niższą amplitudę dla lokalizacji czujników cz2–cz4, cz7, cz13–cz14 niż dla lokalizacji czujników cz11–cz12. Stwierdzono wyższy RMS dla lokalizacji czujników cz5–cz6, cz8–cz10 oraz niższy RMS dla lokalizacji czujników cz2–cz4 i cz7 niż dla lokalizacji czujników cz11–cz14. Stwierdzono niższy SNR dla lokalizacji czujników cz1–cz2 i cz10 niż dla pozostałych lokalizacji czujników (tabela 38).

Tabela 38. Amplituda, siła sygnału (RMS) i stosunek sygnału do szumu (SNR) pęczków aktywności filtrowanego sygnału sEMG rejestrowanego w stępie wzdłuż przebiegu m. dwugłowego uda przez czujniki sEMG (cz1–cz14).

czujniki sEMG	amplituda [mV]	RMS [mV]	SNR [dBc]
cz1	-	—	—
cz2	35,9 (49,3; 55,0) <sup>a</sup>	$7,0(7,7;8,7)^{a}$	-3,8 (-0,8; 1,6) <sup>a</sup>
cz3	78,4 (89,0; 96,9) <sup>a</sup>	16,9 (19,9; 20,8) <sup>a</sup>	-2,3 (-1,2; 1,2) <sup>a</sup>
cz4	74,6 (91,0; 04,0) <sup>a</sup>	19,6 (20,9; 22,6) <sup>a</sup>	1,8 (3,3; 5,0) <sup>b</sup>
cz5	117,2 (138,4; 148,8) <sup>b</sup>	38,1 (40,0; 42,2) <sup>b</sup>	0,5 (2,9; 8,9) <sup>b</sup>
cz6	151,4 (154,3; 176,1) <sup>b</sup>	34,7 (39,7; 45,1) <sup>b</sup>	1,4 (1,9; 2,8) <sup>b</sup>
cz7	67,3 (76,8; 86,0) <sup>a</sup>	17,3 (18,7; 20,4) <sup>a</sup>	-0,6 (0,4; 2,1) <sup>b</sup>
cz8	113,6 (141,6; 152,4) <sup>b</sup>	29,2 (30,3; 32,4) <sup>b</sup>	$0,2(3,1;4,5)^{b}$
cz9	142,5 (150,6; 176,4) <sup>b</sup>	32,3 (41,3; 47,2) <sup>b</sup>	0,3 (3,6; 7,5) <sup>b</sup>
cz10	132,5 (133,9; 147,6) <sup>b</sup>	32,3 (34,5; 37,0) <sup>b</sup>	-2,5 (-1,0; 0,1) <sup>a</sup>
cz11	106,4 (125,8; 137,1) <sup>ab</sup>	28,8 (30,4; 34,2) <sup>ab</sup>	-0,5 (4,7; 6,6) <sup>b</sup>
cz12	80,5 (83,4; 112,4) <sup>ab</sup>	22,5 (23,0; 27,2) <sup>ab</sup>	0,8 (3,8; 6,1) <sup>b</sup>
cz13	58,2 (107,8; 200,5) <sup>a</sup>	19,2 (21,8; 24,8) <sup>ab</sup>	0,1 (3,0; 8,7) <sup>b</sup>
cz14	69,5 (76,8; 117,7) <sup>a</sup>	23,9 (29,3; 35,7) <sup>ab</sup>	0,8 (6,0; 9,3) <sup>b</sup>
n	< 0.0001	< 0.0001	0.04

Wartości liczbowe przedstawiono w postaci mediany oraz kwartyli (1 kwartyl; 3 kwartyl) z wyłączeniem sygnałów sEMG nie spełniał kryteriów identyfikacji pęczków aktywności (cz1). Różnice istotne statystycznie dla p <0,05 zaznaczono kolejnymi literami w indeksie górnym.

Większa wartość bezwzględna, czystość i zmienność sygnału rejestrowanego przez czujnik cz10 oraz większa grubość mięśnia i mniejsza grubość ośrodka przewodzącego w miejscu rejestracji sygnału determinowały wybór elektrod e19 i e20 połączonych z cz10 jako optymalnej lokalizacji układu pomiarowego do rejestracji sygnału sEMG w stępie oraz dalszej rejestracji w kłusie i galopie.

### 5.1.15 Wybór lokalizacji elektrod wzdłuż m. czworogłowego uda

Zastosowany układ pomiarowy umożliwił rejestrację sygnału sEMG w stępie z 4 odprowadzeń zlokalizowanych wzdłuż przebiegu m. czworogłowego uda (ryc. 38). Sygnał sEMG spełniający kryteria identyfikacji pęczków aktywności rejestrowano dla wszystkich 4 odprowadzeń (cz1–cz4).



Rycina. 38. Sygnał surowy sEMG rejestrowany w stępie wzdłuż przebiegu m. czworogłowego uda przez kolejne czujniki sEMG (cz1–cz4) połączone z odpowiednimi elektrodami powierzchniowymi (e1–e8) oraz obraz ultrasonograficzny m. czworogłowego uda w miejscu lokalizacji kolejnych elektrod z zaznaczonymi pomiarami (żółta linia) SF–Skin – grubość skóry i tłuszczu podskórnego (ang. *subcutaneous fat–plus–skin thickness*); (niebieska linia) MT – grubość mięśnia (ang. *muscle thickness*). Układ pomiarowy obejmował (A) cz1 połączony z e1 i e2, (B) cz2 połączony z e3 i e4, (C) cz3 połączony z e5 i e6 oraz (D) cz4 połaczony z e7 i e8.

Stwierdzono wyższą SF–Skin dla lokalizacji elektrody e3 niż dla lokalizacji pozostałych elektrod. Stwierdzono wyższą MT dla lokalizacji elektrody e1 oraz niższą MT dla lokalizacji elektrod e7–e8 niż dla lokalizacji pozostałych elektrod. Stwierdzono niższą MT dla lokalizacji elektrod e3–e4 niż dla lokalizacji elektrody e2 oraz wyższą MT dla lokalizacji elektrod e3–e4 niż dla lokalizacji elektrod s9).
elektrody	SF–Skin [cm]	MT [cm]
e1	$0,54 \pm 0,04^{\rm a}$	$4,10 \pm 0,13^{a}$
e2	$0,57 \pm 0,05^{\mathrm{a}}$	$2,57 \pm 0,04^{ m ab}$
e3	$0,\!68 \pm 0,\!16^{\mathrm{b}}$	$2,29 \pm 0,15^{b}$
e4	$0,57 \pm 0,03^{a}$	$2,09 \pm 0,18^{b}$
e5	$0,39 \pm 0,06^{a}$	$2,05 \pm 0,20^{\rm bc}$
e6	$0,50 \pm 0,03^{\rm a}$	$2,11 \pm 0,23^{bc}$
e7	$0,\!49 \pm 0,\!04^{\mathrm{a}}$	$1,64 \pm 0,05^{\circ}$
e8	$0,51 \pm 0,02^{a}$	$0,99 \pm 0,13^{\rm c}$
р	< 0,0001	< 0,0001

Tabela 39. Grubość skóry i tłuszczu podskórnego (SF–Skin) i grubość mięśnia (MT) w miejscu lokalizacji elektrod powierzchniowych (e1–e8) wzdłuż przebiegu m. czworogłowego uda.

Wartości liczbowe przedstawiono w postaci średniej  $\pm$  SD. Różnice istotne statystycznie dla p < 0,05 zaznaczono kolejnymi literami w indeksie górnym.

Stwierdzono wyższą amplitudę dla lokalizacji czujnika cz3 niż dla pozostałych lokalizacji. Stwierdzono niższą RMS dla lokalizacji czujników cz1 i cz2 niż dla lokalizacji czujnika cz3 oraz wyższy RMS dla lokalizacji czujników cz1 i cz2 niż dla lokalizacji czujnika cz4. Nie stwierdzono różnic w SNR pomiędzy lokalizacjami rozpatrywanych czujników (tabela 40).

Tabela 40. Amplituda, siła sygnału (RMS) i stosunek sygnału do szumu (SNR) pęczków aktywności filtrowanego sygnału sEMG rejestrowanego w stępie wzdłuż przebiegu m. czworogłowego uda przez czujniki sEMG (cz1–cz4).

czujniki sEMG	amplituda [mV]	RMS [mV]	SNR [dBc]
cz1	52,1 (60,1; 66,2) <sup>a</sup>	12,3 (13,4; 14,3) <sup>a</sup>	-2,2 (-0,7; 1,1)
cz2	49,9 (60,6; 67,6) <sup>a</sup>	10,7 (11,0; 11,8) <sup>a</sup>	-5,6 (-3,6; 0,4)
cz3	64,6 (76,1; 90,7) <sup>b</sup>	16,0 (16,7; 18,8) <sup>b</sup>	-4,2 (-2,6; -0,8)
cz4	37,9 (42,3; 49,4) <sup>a</sup>	$8,1(8,7;9,5)^{c}$	-2,5 (-0,1; 0,2)
р	< 0,0001	< 0,0001	0,60

Wartości liczbowe przedstawiono w postaci mediany oraz kwartyli (1 kwartyl; 3 kwartyl). Różnice istotne statystycznie dla p <0,05 zaznaczono kolejnymi literami w indeksie górnym.

Większa wartość bezwzględna i zmienność sygnału rejestrowanego przez czujnik cz3 oraz mniejsza grubość ośrodka przewodzącego sygnał przy braku różnic w czystości sygnału oraz średniej grubości mięśnia w miejscu rejestracji sygnału determinowały wybór elektrod e5 i e6 połączonych z cz3 jako optymalnej lokalizacji układu pomiarowego do rejestracji sygnału sEMG w stępie oraz dalszej rejestracji w kłusie i galopie.

## 5.1.16 Wybór lokalizacji elektrod wzdłuż m. napinacza powięzi szerokiej

Zastosowany układ pomiarowy umożliwił rejestrację sygnału sEMG w stępie z 3 odprowadzeń zlokalizowanych wzdłuż przebiegu m. napinacza powięzi szerokiej (ryc. 39). Sygnał sEMG spełniający kryteria identyfikacji pęczków aktywności rejestrowano dla wszystkich 3 odprowadzeń (cz1–cz3).



Rycina. 39. Sygnał surowy sEMG rejestrowany w stępie wzdłuż przebiegu m. napinacza powięzi szerokiej przez kolejne czujniki sEMG (cz1–cz3) połączone z odpowiednimi elektrodami powierzchniowymi (e1–e6) oraz obraz ultrasonograficzny m. napinacza powięzi szerokiej w miejscu lokalizacji kolejnych elektrod z zaznaczonymi pomiarami (żółta linia) SF–Skin – grubość skóry i tłuszczu podskórnego (ang. *subcutaneous fat–plus–skin thickness*); (niebieska linia) MT – grubość mięśnia (ang. *muscle thickness*). Układ pomiarowy obejmował (A) cz1 połączony z e1 i e2, (B) cz2 połączony z e3 i e4 oraz (C) cz3 połączony z e5 i e6.

Stwierdzono niższą SF–skin dla lokalizacji elektrod e4 i e5 oraz wyższą SF–skin dla lokalizacji elektrod e1 i e2 niż dla lokalizacji elektrod e3 i e6. Stwierdzono niższą MT dla lokalizacji elektrod e1, e2 i e6 oraz wyższą MT dla lokalizacji elektrod e3 i e4 niż dla lokalizacji elektrody e5 (tabela 41).

Stwierdzono wyższą amplitudę dla lokalizacji czujnika cz2 i niższą amplitudę dla lokalizacji czujnika cz3 niż dla lokalizacji czujnika cz1. Stwierdzono wyższy RMS dla lokalizacji czujnika cz2 niż dla lokalizacji czujników cz1 i cz3. Stwierdzono wyższy SNR dla lokalizacji czujnika cz1 niż dla lokalizacji pozostałych czujników (tabela 42).

Tabela 41. Grubość skóry i tłuszczu podskórnego (SF–Skin) i grubość mięśnia (MT) w miejscu lokalizacji elektrod powierzchniowych (e1–e6) wzdłuż przebiegu m. napinacza powięzi szerokiej.

elektrody	SF–Skin [cm]	MT [cm]
e1	$0,\!67 \pm 0,\!06^{\mathrm{a}}$	$2,77 \pm 0,10^{a}$
e2	$0,60 \pm 0,05^{a}$	$2,72 \pm 0,08^{a}$
e3	$0,56 \pm 0,04^{ab}$	$3,73 \pm 0,07^{b}$
e4	$0,40 \pm 0,02^{\rm b}$	$3,36 \pm 0,15^{b}$
e5	$0,42 \pm 0,05^{b}$	$3,19 \pm 0,20^{ab}$
e6	$0,51 \pm 0,09^{ab}$	$2,79 \pm 0,06^{a}$
р	< 0,0001	< 0,0001

Wartości liczbowe przedstawiono w postaci średniej  $\pm$  SD. Różnice istotne statystycznie dla p < 0,05 zaznaczono kolejnymi literami w indeksie górnym.

Tabela 42. Amplituda, siła sygnału (RMS) i stosunek sygnału do szumu (SNR) pęczków aktywności filtrowanego sygnału sEMG rejestrowanego w stępie wzdłuż przebiegu m. napinacza powięzi szerokiej przez czujniki sEMG (cz1–cz3).

czujniki sEMG	amplituda [mV]	RMS [mV]	SNR [dBc]
cz1	75,8 (85,5; 102,2) <sup>ab</sup>	16,0 (16,9; 18,6) <sup>a</sup>	-2,8 (-2,6; -1,6) <sup>a</sup>
cz2	92,6 (109,1; 129,8) <sup>a</sup>	21,1 (22,6; 24,9) <sup>b</sup>	-5,5 (-4,7; -2,0) <sup>b</sup>
cz3	70,9 (78,6; 85,0) <sup>b</sup>	14,8 (15,3; 16,1) <sup>a</sup>	-6,2 (-5,2; -3,4) <sup>b</sup>
р	0,04	< 0,0001	0,03

Wartości liczbowe przedstawiono w postaci mediany oraz kwartyli (1 kwartyl; 3 kwartyl). Różnice istotne statystycznie dla p <0,05 zaznaczono kolejnymi literami w indeksie górnym.

Większa wartość bezwzględna, zmienność i czystość sygnału rejestrowanego przez czujnik cz2 oraz większa grubość mięśnia i mniejsza grubość ośrodka przewodzącego w miejscu rejestracji sygnału determinowały wybór elektrod e3 i e4 połączonych z cz2 jako optymalnej lokalizacji układu pomiarowego do rejestracji sygnału sEMG w stępie oraz dalszej rejestracji w kłusie i galopie.

## 5.1.17 Wybór lokalizacji elektrod wzdłuż mm. pośladkowych

Zastosowany układ pomiarowy umożliwił rejestrację sygnału sEMG w stępie z 12 odprowadzeń zlokalizowanych wzdłuż przebiegu mm. pośladkowych (ryc. 40). Sygnał sEMG spełniający kryteria identyfikacji pęczków aktywności rejestrowano dla 3 odprowadzenia (cz5, cz6 i cz11). Sygnał sEMG rejestrowany przez czujniki cz1, cz2, cz3, cz4, cz7, cz8, cz9 i cz10 i cz12 nie spełniał kryteriów identyfikacji pęczków aktywności.



Rycina. 40. Surowy sygnał elektromiograficzny rejestrowany w stępie wzdłuż przebiegu mm. pośladkowych przez kolejne czujniki sEMG (cz1–cz12) połączone z odpowiednimi elektrodami powierzchniowymi (e1–e24) oraz obraz ultrasonograficzny mm. pośladkowych w miejscu lokalizacji kolejnych elektrod z zaznaczonymi pomiarami (żółta linia) SF–Skin – grubość skóry i tłuszczu podskórnego (ang. *subcutaneous fat–plus–skin thickness*); (niebieska linia) MT – grubość mięśnia (ang. *muscle thickness*). Układ pomiarowy obejmował (A) cz1 połączony z e1 i e2, (B) cz2 połączony z e3 i e4, (C) cz3 połączony z e5 i e6, (D) cz4 połączony z e7 i e8, (E) cz5 połączony z e9 i e10, (F) cz6 połączony z e11 i e12, (G) cz7 połączony z e3 i e14, (H) cz8 połączony z e15 i e16, (I) cz9 połączony z e17 i e18, (J) cz10 połączony z e19 i e20, (K) cz11 połączony z e21 i e22 oraz (L) cz12 połączony z e23 i e24.

Nie stwierdzono różnic w SF–Skin pomiędzy rozpatrywanymi lokalizacjami elektrod. Stwierdzono wyższą MT dla lokalizacji elektrod e4, e6, e12, e18 oraz niższą MT dla lokalizacji elektrod e1, e7 i e14 niż dla lokalizacji pozostałych elektrod. Stwierdzono wyższą MT dla lokalizacji elektrod e3 i e23–e24 oraz niższą MT dla lokalizacji elektrod e8, e13, e15 i e19 niż dla lokalizacji elektrod e2, e9–e11, e16–e17 i e20–e22 (tabela 43).

elektrody SF-Skin [cm] MT [cm]  $0.60 \pm 0.03$  $7.08 \pm 0.11^{a}$ e1  $9.03 \pm 0.07^{b}$ e2  $0.57 \pm 0.04$  $0.57 \pm 0.04$  $9.93 \pm 0.08^{bc}$ e3  $10,02 \pm 0,14^{\rm c}$ e4  $0,50 \pm 0,03$  $9.98 \pm 0.07^{bc}$  $0.53 \pm 0.03$ e5  $0,51 \pm 0,02$  $10,12 \pm 0,20^{\rm c}$ e6  $7,23 \pm 0,06^{a}$ e7  $0,55 \pm 0,04$  $7.79 \pm 0.09^{ab}$ e8  $0,53 \pm 0,02$  $0,54 \pm 0,01$  $9,00 \pm 0.06^{b}$ e9  $9.23 \pm 0.42^{b}$ e10  $0.57 \pm 0.03$  $9,61 \pm 0.07^{b}$  $0,55 \pm 0,02$ e11  $0,58 \pm 0,03$  $10,74 \pm 0,45^{\circ}$ e12  $8,01 \pm 0.31^{ab}$ e13  $0.60 \pm 0.03$  $7.91 \pm 0.16^{a}$  $0.60 \pm 0.03$ e14  $8,85 \pm 0,09^{ab}$  $0,48 \pm 0,06$ e15  $9,03 \pm 0,06^{b}$ e16  $0,50 \pm 0,04$  $9.67 \pm 0.32^{b}$  $0,54 \pm 0,05$ e17  $10.21 \pm 0.43^{\circ}$  $0,57 \pm 0,04$ e18  $8,07 \pm 0,37^{ab}$  $0,60 \pm 0,02$ e19  $8,45 \pm 0,08^{b}$  $0,58 \pm 0,02$ e20  $8.94 \pm 0.08^{b}$  $0.59 \pm 0.03$ e21 e22  $0,60 \pm 0,03$  $9.51 \pm 0.50^{b}$  $9.87 \pm 0.10^{bc}$  $0,58 \pm 0,03$ e23  $9,74 \pm 0,14^{bc}$  $0,55 \pm 0,06$ e24 < 0,0001 0,07 р

Tabela 43. Grubość skóry i tłuszczu podskórnego (SF–Skin) i grubość mięśnia (MT) w miejscu lokalizacji elektrod powierzchniowych (e1–e24) wzdłuż przebiegu mm. pośladkowych.

Wartości liczbowe przedstawiono w postaci średniej  $\pm$  SD. Różnice istotne statystycznie dla p < 0,05 zaznaczono kolejnymi literami w indeksie górnym.

Nie stwierdzono różnic amplitudy pomiędzy lokalizacjami czujników cz5–cz6 i cz11. Stwierdzono niższy RMS dla lokalizacji czujnika cz5 niż dla lokalizacji pozostałych czujników. Stwierdzono niższy SNR dla lokalizacji czujników cz5 i cz6 niż dla lokalizacji czujnika cz11 (tabela 44).

Tabela 44. Amplituda, siła sygnału (RMS) i stosunek sygnału do szumu (SNR) pęczków aktywności filtrowanego sygnału sEMG rejestrowanego w stępie wzdłuż przebiegu mm. pośladkowych przez czujniki sEMG (cz1–cz12).

czujniki sEMG	amplituda [mV]	RMS [mV]	SNR [dBc]
cz1	-	—	—
cz2	-	_	_
cz3	_	_	_
cz4	_	_	_
cz5	20,8 (23,8; 38,3)	4,9 (6,0; 7,9) <sup>a</sup>	-4,3 (-0,1; 1,6) <sup>a</sup>
cz6	37,6 (39,9; 47,8)	9,6 (10,9; 12,8) <sup>b</sup>	-5,8 (-5,3; -4,5) <sup>a</sup>
cz7	_	_	_
cz8	_	_	_
cz9	_	_	_
cz10	_	_	_
cz11	30,3 (40,4; 51,5)	7,5 (9,1; 11,9) <sup>b</sup>	-3,3 (-2,6; -1,7) <sup>b</sup>
cz12	_	_	_
р	0,05	0,0002	0,006

Wartości liczbowe przedstawiono w postaci mediany oraz kwartyli (1 kwartyl; 3 kwartyl) z wyłączeniem sygnałów sEMG nie spełniał kryteriów identyfikacji pęczków aktywności (cz1, cz2, cz3, cz4, cz7, cz8, cz9, cz10 i cz12). Różnice istotne statystycznie dla p <0,05 zaznaczono kolejnymi literami w indeksie górnym.

Większa zmienność i czystość sygnału rejestrowanego przez czujnik cz6 oraz większa grubość mięśnia w miejscu rejestracji sygnału przy braku różnic w wartości bezwzględnej sygnału oraz grubości ośrodka przewodzącego sygnał determinowały wybór elektrod e11 i e12 połączonych z cz6 jako optymalnej lokalizacji układu pomiarowego do rejestracji sygnału sEMG w stępie oraz dalszej rejestracji w kłusie i galopie.

## 5.1.18 Wybór lokalizacji elektrod wzdłuż m. półścięgnistego

Zastosowany układ pomiarowy umożliwił rejestrację sygnału sEMG w stępie z 7 odprowadzeń zlokalizowanych wzdłuż przebiegu m. półścięgnistego (ryc. 41). Sygnał sEMG spełniający kryteria identyfikacji pęczków aktywności rejestrowano dla 3 odprowadzeń (cz5–cz7). Sygnał sEMG rejestrowany przez cz1, cz2, cz3 i cz4 nie spełniał kryteriów identyfikacji pęczków aktywności.



Rycina. 41. Sygnał surowy sEMG rejestrowany w stępie wzdłuż przebiegu m. półścięgnistego przez kolejne czujniki sEMG (cz1–cz7) połączone z odpowiednimi elektrodami powierzchniowymi (e1–e14) oraz obraz ultrasonograficzny m. półścięgnistego w miejscu lokalizacji kolejnych elektrod z zaznaczonymi pomiarami (żółta linia) SF–Skin – grubość skóry i tłuszczu podskórnego (ang. *subcutaneous fat–plus–skin thickness*); (niebieska linia) MT – grubość mięśnia (ang. *muscle thickness*). Układ pomiarowy obejmował (A) cz1 połączony z e1 i e2, (B) cz2 połączony z e3 i e4, (C) cz3 połączony z e5 i e6, (D) cz4 połączony z e7 i e8, (E) cz5 połączony z e9 i e10, (F) cz6 połączony z e11 i e12 oraz (G) cz7 połączony e13 i e14.

Stwierdzono wyższą SF–Skin dla lokalizacji elektrody e3 oraz niższą SF–Skin dla lokalizacji elektrod e1–2 i e10 niż dla lokalizacji pozostałych elektrod. Stwierdzono wyższą SF–Skin dla lokalizacji elektrod e5 i e9 oraz niższą SF–Skin dla lokalizacji elektrod e6–e8 i e11–e14 niż dla lokalizacji elektrody e4. Stwierdzono wyższą MT w lokalizacji elektrod e8– e12 oraz niższą MT w lokalizacji elektrod e1–e3, e5, e14 niż w lokalizacji elektrod e4, e6–e7 i e13 (tabela 45).

Stwierdzono wyższą amplitudę i RMS dla lokalizacji czujnika cz6 niż dla lokaizacji pozostałych czujników. Nie stwierdzono różnic w SNR pomiędzy rozpatrywanymi lokalizacjami czujników (tabela 46).

elektrody	SF–Skin [cm]	MT [cm]
e1	$0,\!48 \pm 0,\!03^{\mathrm{a}}$	$2,08 \pm 0,09^{a}$
e2	$0,\!49 \pm 0,\!02^{\mathrm{a}}$	$2,09 \pm 0,09^{a}$
e3	$0,95 \pm 0,05^{ m b}$	$1,71 \pm 0,04^{\rm a}$
e4	$0,64 \pm 0,05^{\circ}$	$3,19 \pm 0,06^{ab}$
e5	$0,79 \pm 0,31^{\rm bc}$	$2,80 \pm 0,17^{a}$
e6	$0,57 \pm 0,11^{ab}$	$3,56 \pm 0,11^{ab}$
e7	$0,58 \pm 0,02^{ab}$	$4,63 \pm 0,12^{ab}$
e8	$0,53 \pm 0,03^{ab}$	$5,51 \pm 0,04^{b}$
e9	$0,77 \pm 0,12^{bc}$	$5,31 \pm 0,13^{b}$
e10	$0,46 \pm 0,03^{a}$	$5,36 \pm 0,13^{b}$
e11	$0,60 \pm 0,01^{ab}$	$4,61 \pm 0,03^{b}$
e12	$0,58 \pm 0,03^{ m ab}$	$4,17 \pm 0,18^{b}$
e13	$0,\!58 \pm 0,\!04^{ m ab}$	$3,00 \pm 0,11^{ab}$
e14	$0,\!57 \pm 0,\!05^{\mathrm{ab}}$	$1,74 \pm 0,16^{\rm a}$
р	< 0,0001	< 0,0001

Tabela 45. Grubość skóry i tłuszczu podskórnego (SF–Skin) i grubość mięśnia (MT) w miejscu lokalizacji elektrod powierzchniowych (e1–e14) wzdłuż przebiegu m. półścięgnistego.

Wartości liczbowe przedstawiono w postaci średniej  $\pm$  SD. Różnice istotne statystycznie dla p < 0,05 zaznaczono kolejnymi literami w indeksie górnym.

Tabela 46. Amplituda, siła sygnału (RMS) i stosunek sygnału do szumu (SNR) pęczków aktywności filtrowanego sygnału sEMG rejestrowanego w stępie wzdłuż przebiegu m. półścięgnistego przez czujniki sEMG (cz1–cz7).

czujniki sEMG	amplituda [mV]	RMS [mV]	SNR [dBc]
cz1	-	_	_
cz2	-	_	-
cz3	_	_	_
cz4	_	_	_
cz5	47,1 (56,2; 69,5) <sup>a</sup>	9,4 (10,2; 11,0) <sup>a</sup>	-3,2 (-2,3; -1,9)
cz6	173,5 (198,3; 264,7) <sup>b</sup>	28,9 (32,2; 33,6) <sup>b</sup>	-1,8 (1,5; 2,5)
cz7	50,6 (55,7; 62,0) <sup>a</sup>	12,1 (12,7; 14,1) <sup>a</sup>	-2,0 (-1,3; 1,2)
р	< 0,0001	< 0,0001	0,07

Wartości liczbowe przedstawiono w postaci mediany oraz kwartyli (1 kwartyl; 3 kwartyl) z wyłączeniem sygnałów sEMG nie spełniał kryteriów identyfikacji pęczków aktywności (cz1, cz2, cz3 i cz4). Różnice istotne statystycznie dla p <0,05 zaznaczono kolejnymi literami w indeksie górnym.

Większa wartość bezwzględna i zmienność sygnału rejestrowanego przez czujnik cz6 oraz większa grubość mięśnia w miejscu rejestracji sygnału przy braku różnic w czystości sygnał oraz średniej grubości ośrodka przewodzącego sygnał determinowały wybór elektrod e11 i e12 połączonych z cz6 jako optymalnej lokalizacji układu pomiarowego do rejestracji sygnału sEMG w stępie oraz dalszej rejestracji w kłusie i galopie.

## 5.1.19 Wybór lokalizacji elektrod wzdłuż m. półbłoniastego

Zastosowany układ pomiarowy umożliwił rejestrację sygnału sEMG w stępie z 6 odprowadzeń zlokalizowanych wzdłuż przebiegu m. półbłoniastego (ryc. 42). Sygnał sEMG spełniający kryteria identyfikacji pęczków aktywności rejestrowano dla 1 odprowadzenia (cz3). Sygnał sEMG rejestrowany przez czujniki cz1, cz2, cz4, cz5 i cz6 nie spełniał kryteriów identyfikacji pęczków aktywności.



Rycina. 42. Sygnał surowy sEMG rejestrowany w stępie wzdłuż przebiegu m. półbłoniastego przez kolejne czujniki sEMG (cz1–cz6) połączone z odpowiednimi elektrodami powierzchniowymi (e1–e12) oraz obraz ultrasonograficzny m. półbłoniastego w miejscu lokalizacji kolejnych elektrod z zaznaczonymi pomiarami (żółta linia) SF–Skin – grubość skóry i tłuszczu podskórnego (ang. *subcutaneous fat–plus–skin thickness*); (niebieska linia) MT – grubość mięśnia (ang. *muscle thickness*). Układ pomiarowy obejmował (A) cz1 połączony z e1 i e2, (B) cz2 połączony z e3 i e4, (C) cz3 połączony z e5 i e6, (D) cz4 połączony z e7 i e8, (E) cz5 połączony z e9 i e10 oraz (F) cz6 połączony z e11 i e12.

Stwierdzono wyższą SF–Skin dla lokalizacji elektrody e7 oraz niższą SF–Skin dla lokalizacji elektrod e1, e2 i e10 niż dla lokalizacji pozostałych elektrod. Stwierdzono wyższą

SF–Skin dla lokalizacji elektrody e6 oraz niższą SF–Skin dla lokalizacji elektrod e3, e4, e9, e11, e12 niż dla lokalizacji elektrody e8. Stwierdzono wyższą MT dla lokalizacji elektrod e4– e6 oraz niższą MT dla lokalizacji elektrod e9–e12 niż dla lokalizacji pozostałych elektrod. Stwierdzono wyższą MT dla lokalizacji elektrody e1 oraz niższą MT dla lokalizacji elektrod e7 i e8 niż dla lokalizacji elektrod e7 i e8 (tabela 47).

elektrody	SF–Skin [cm]	MT [cm]
e1	$0,42 \pm 0,05^{a}$	$2,61 \pm 0,07^{bc}$
e2	$0,40 \pm 0,03^{a}$	$4,15 \pm 0,27^{a}$
e3	$0,\!48 \pm 0,\!04^{\mathrm{ab}}$	$5,50 \pm 0,09^{ab}$
e4	$0,\!48 \pm 0,\!04^{\mathrm{ab}}$	$5,99 \pm 0,04^{b}$
e5	$0,49 \pm 0,06^{ab}$	$5,99 \pm 0,04^{b}$
e6	$0,59 \pm 0,03^{bc}$	$4,90 \pm 0,13^{b}$
e7	$0,69 \pm 0,27^{c}$	$4,26 \pm 0,10^{a}$
e8	$0,56 \pm 0,02^{b}$	$3,58 \pm 0,06^{a}$
e9	$0,\!49 \pm 0,\!06^{\mathrm{ab}}$	$1,75 \pm 0,09^{\circ}$
e10	$0,42 \pm 0,04^{a}$	$1,68 \pm 0,10^{\rm c}$
e11	$0,48 \pm 0,04^{ab}$	$0,71 \pm 0,10^{\rm c}$
e12	$0,49 \pm 0,04^{ab}$	$0,74 \pm 0,12^{c}$
Р	< 0.0001	< 0.0001

Tabela 47. Grubość skóry i tłuszczu podskórnego (SF–Skin) i grubość mięśnia (MT) w miejscu lokalizacji elektrod powierzchniowych (e1–e12) wzdłuż przebiegu m. półbłoniastego.

Wartości liczbowe przedstawiono w postaci średniej  $\pm$  SD. Różnice istotne statystycznie dla p < 0,05 zaznaczono kolejnymi literami w indeksie górnym.

Tabela 48. Amplituda, siła sygnału (RMS) i stosunek sygnału do szumu (SNR) filtrowanego sygnału sEMG rejestrowanego w stępie wzdłuż przebiegu m. półbłoniastego przez czujniki sEMG (cz1–cz6).

czujniki sEMG	amplituda [mV]	RMS [mV]	SNR [dBc]
cz1	—	_	—
cz2	_	_	—
cz3	83,4 (89,2; 99,2)	9,4 (11,0; 11,7)	0,3 (0,3; 0,3)
cz4	_	_	—
cz5	_	_	—
cz6	—	_	—
р	_	_	_

Wartości liczbowe przedstawiono w postaci mediany oraz kwartyli (1 kwartyl; 3 kwartyl) z wyłączeniem sygnałów sEMG nie spełniał kryteriów identyfikacji pęczków aktywności (cz1, cz2, cz4, cz5 i cz6). Różnice istotne statystycznie dla p <0,05 zaznaczono kolejnymi literami w indeksie górnym.

Sygnał sEMG spełniający kryteria identyfikacji pęczków aktywności rejestrowano jedynie w lokalizacji cz3 (tabela 12).

Rejestracja sygnału spełniającego kryteria identyfikacji pęczków aktywności determinowała wybór elektrod e5 i e6 połączonych z cz3 jako optymalnej lokalizacji układu pomiarowego do rejestracji sygnału sEMG w stępie oraz dalszej rejestracji w kłusie i galopie.

## 5.2 Charakterystyka sygnału elektromiograficznego w stępie, kłusie i galopie

Stwierdzono wyższą amplitudę, RMS i iEMG dla kłusa i galopu w porównaniu do stępa. Stwierdzono dłuższy czas trwania pęczków aktywności rejestrowanych w stępie niż w kłusie i galopie. Stwierdzono wyższą MF dla galopu oraz niższą MF dla stępa w porównaniu do kłusa. Nie stwierdzono różnic w SNR pomiędzy rozpatrywanymi chodami (tabela 49).

Tabela 49. Amplituda, siła sygnału (RMS), czas trwania, zintegrowana aktywność EMG (iEMG), mediana częstotliwości (MF) i stosunek sygnału do szumu (SNR) pęczków aktywności filtrowanego sygnału sEMG rejestrowanego wzdłuż przebiegu m. podobojczykowego przez drugi czujnik sEMG (cz2).

cechy sygnału sEMG	stęp	kłus	galop	р
amplituda [mV]	133,4 (140,2; 154,5) <sup>a</sup>	180,9 (205,3; 253,3) <sup>b</sup>	172,4 (213,0; 234,3) <sup>b</sup>	0,03
RMS [mV]	28,8 (33,3; 36,1) <sup>a</sup>	46,2 (28,9; 54,8) <sup>b</sup>	46,5 (55,6; 58,2) <sup>b</sup>	0,0002
czas trwania [s]	0,71 (0,74; 0,78) <sup>a</sup>	0,19 (0,21; 0,22) <sup>b</sup>	0,25 (0,26; 0,29) <sup>b</sup>	< 0,0001
iEMG $[mV \times s]$	19,3 (21,3; 23,8) <sup>a</sup>	31,5 (32,4; 38,2) <sup>b</sup>	37,3 (41,2; 44,9) <sup>b</sup>	0,0002
MF [Hz]	51,1 (52,6; 54,7) <sup>a</sup>	61,7 (65,2; 65,8) <sup>ab</sup>	66,4 (69,0; 73,1) <sup>b</sup>	0,002
SNR [dBc]	-2,2 (-0,6; 0,6)	1,4 (3,3; 7,9)	-0,4 (2,3; 3,3)	0,07

Wartości liczbowe przedstawiono w postaci mediany oraz kwartyli (1 kwartyl; 3 kwartyl). Różnice istotne statystycznie dla p <0,05 zaznaczono kolejnymi literami w indeksie górnym.

Stwierdzono wyższą amplitudę, RMS i iEMG dla galopu oraz niższą mniejsze amplitudę, RMS i iEMG dla stępa w porównaniu do kłusa. Stwierdzono dłuższy czas trwania pęczków aktywności rejestrowanych w stępie niż w kłusie oraz w kłusie niż w galopie. Stwierdzono wyższą MF dla galopu oraz niższą MF dla kłusa w stosunku do stępa. Stwierdzono niższy SNR dla stępa oraz wyższy SNR dla kłusa niż dla galopu (tabela 50). Tabela 50. Amplituda, siła sygnału (RMS), czas trwania, zintegrowana aktywność EMG (iEMG), mediana częstotliwości (MF) i stosunek sygnału do szumu (SNR) pęczków aktywności filtrowanego sygnału sEMG rejestrowanego wzdłuż przebiegu m. nadgrzebieniowego przez drugi czujnik sEMG (cz2).

cechy sygnału sEMG	stęp	kłus	galop	р
amplituda [mV]	50,8 (53,7; 56,6) <sup>a</sup>	125,8 (157,3; 169,6) <sup>b</sup>	257,1 (271,6; 297,4) <sup>c</sup>	< 0,0001
RMS [mV]	12,2 (13,2; 13,8) <sup>a</sup>	35,3 (37,9; 40,2) <sup>b</sup>	59,4 (61,9: 68,4) <sup>c</sup>	< 0,0001
czas trwania [s]	0,56 (0,59; 0,61) <sup>a</sup>	$0,28 (0,29;0,32)^{b}$	$0,25 (0,26; 0,27)^{c}$	< 0,0001
iEMG $[mV \times s]$	9,0 (9,7; 10,2) <sup>a</sup>	25,0 (25,7; 26,6) <sup>b</sup>	39,9 (41,7; 44,7) <sup>c</sup>	< 0,0001
MF [Hz]	71,2 (77,9; 80,9) <sup>ab</sup>	67,8 (72,4; 76,5) <sup>a</sup>	81,7 (88,5; 94,9) <sup>b</sup>	0,005
SNR [dBc]	$-3,9(-3,2;-2,8)^{a}$	-1,1 (0,5; 4,1) <sup>b</sup>	-2,9 (-1,5; 0,6) <sup>ab</sup>	0,01

Wartości liczbowe przedstawiono w postaci mediany oraz kwartyli (1 kwartyl; 3 kwartyl). Różnice istotne statystycznie dla p <0,05 zaznaczono kolejnymi literami w indeksie górnym.

Stwierdzono wyższą amplitudę i RMS dla kłusa i galopu niż dla stępa. Stwierdzono dłuższy czas trwania pęczków aktywności rejestrowanych w stępie niż w kłusie oraz w kłusie niż w galopie. Stwierdzono wyższą iEMG dla kłusa i galopu w porównaniu do stępa. Stwierdzono wyższą MF dla stępa oraz niższą MF dla kłusa w porównaniu do galopu. Stwierdzono niższy SNR dla stępa niż dla kłusa i galopu (tabela 51).

Tabela 51. Amplituda, siła sygnału (RMS), czas trwania, zintegrowana aktywność EMG (iEMG), mediana częstotliwości (MF) i stosunek sygnału do szumu (SNR) pęczków aktywności filtrowanego sygnału sEMG rejestrowanego wzdłuż przebiegu m. podgrzebieniowego przez drugi czujnik sEMG (cz2).

cechy sygnału sEMG	stęp	kłus	galop	р
amplituda [mV]	175,9 (204,4; 216,2) <sup>a</sup>	318,7 (378,1; 408,9) <sup>b</sup>	325,8 (406,8; 425,4) <sup>b</sup>	0,0001
RMS [mV]	41,7 (42,6; 44,3) <sup>a</sup>	75,7 (95,4; 102,9) <sup>b</sup>	93,6 (96,2; 105,9) <sup>b</sup>	< 0,0001
czas trwania [s]	0,57 (0,60; 0,62) <sup>a</sup>	$0,22 (0,23; 0,25)^{b}$	$0,16(0,18;0,19)^{c}$	< 0,0001
iEMG $[mV \times s]$	29,6 (30,3; 31,0) <sup>a</sup>	54,2 (67,9; 73,6) <sup>b</sup>	66,8 (68,2; 71,1) <sup>b</sup>	< 0,0001
MF [Hz]	103,8 (112,5; 116,8) <sup>a</sup>	78,7 (85,5; 91,3) <sup>b</sup>	85,0 (96,5; 97,2) <sup>ab</sup>	0,03
SNR [dBc]	-6,1 (-5,3; -3,4) <sup>a</sup>	-2,0 (-1,4; 0,0) <sup>b</sup>	-1,9 (1,2; 2,9) <sup>b</sup>	0,003

Wartości liczbowe przedstawiono w postaci mediany oraz kwartyli (1 kwartyl; 3 kwartyl). Różnice istotne statystycznie dla p <0,05 zaznaczono kolejnymi literami w indeksie górnym.

Stwierdzono wyższą amplitudę i iEMG dla galopu oraz niższą amplitudę i iEMG dla stępa w porównaniu do kłusa. Stwierdzono niższy RMS i SNR dla stępa w porównaniu do kłusa i galopu. Stwierdzono dłuższy czas trwania pęczków aktywności rejestrowanych w stępie niż w kłusie oraz w stępie niż w galopie. Stwierdzono wyższą MF dla galopu oraz niższą MR dla kłusa w porównaniu do stępa (tabela 52).

Tabela 52. Amplituda, siła sygnału (RMS), czas trwania, zintegrowana aktywność EMG (iEMG), mediana częstotliwości (MF) i stosunek sygnału do szumu (SNR) pęczków aktywności filtrowanego sygnału sEMG rejestrowanego wzdłuż przebiegu m. naramiennego przez trzeci czujnik sEMG (cz3).

cechy sygnału sEMG	stęp	kłus	galop	р
amplituda [mV]	212,5 (291,0; 340,8) <sup>a</sup>	326,6 (344,4; 381,1) <sup>b</sup>	389,6 (420,4; 576,3) <sup>c</sup>	0,002
RMS [mV]	48,8 (51,3; 53,5) <sup>a</sup>	85,2 (97,5; 104,5) <sup>b</sup>	99,1 (121,9; 141,5) <sup>b</sup>	< 0,0001
czas trwania [s]	0,52 (0,54; 0,56) <sup>a</sup>	0,18 (0,19; 0,19) <sup>b</sup>	0,13 (0,15; 0,18) <sup>b</sup>	0,0002
iEMG $[mV \times s]$	23,7 (28,0; 30,8) <sup>a</sup>	63,1 (72,9; 76,8) <sup>b</sup>	71,1 (91,7; 97,8) <sup>c</sup>	< 0,0001
MF [Hz]	91,7 (96,3; 98,6) <sup>a</sup>	90,5 (95,5; 103,5) <sup>ab</sup>	100,0 (115,5; 124,6) <sup>b</sup>	0,04
SNR [dBc]	-5,8 (-4,4; -3,4) <sup>a</sup>	$0,4(2,3;4,7)^{b}$	-0,9 (1,0; 2,0) <sup>b</sup>	0,002

Wartości liczbowe przedstawiono w postaci mediany oraz kwartyli (1 kwartyl; 3 kwartyl). Różnice istotne statystycznie dla p <0,05 zaznaczono kolejnymi literami w indeksie górnym.

Stwierdzono wyższą amplituda dla kłusa i galopu w porównaniu do stępa. Stwierdzono dłuższy czas trwania pęczków aktywności rejestrowanych w stępie niż w kłusie i w galopie. Stwierdzono wyższy RMS i iEMG dla kłusa oraz niższy RMS i iEMG dla stępa w porównaniu do galopu. Stwierdzono dłuższy czas trwania pęczków aktywności rejestrowanych w stępie niż w kłusie i galopie. Stwierdzono wyższą MF dla stępa oraz niższą MF dla galopu w porównaniu do kłusa. Stwierdzono niższy SNR dla stępa niż dla galopu i kłusa (tabela 53).

Tabela 53. Amplituda, siła sygnału (RMS), czas trwania, zintegrowana aktywność EMG (iEMG), mediana częstotliwości (MF) i stosunek sygnału do szumu (SNR) pęczków aktywności filtrowanego sygnału sEMG rejestrowanego wzdłuż przebiegu m. trójgłowego ramienia przez pierwszy czujnik sEMG (cz1).

cechy sygnału sEMG	stęp	kłus	galop	р
amplituda [mV]	145,7 (157,4; 178,9) <sup>a</sup>	316,2 (333,8; 426,0) <sup>b</sup>	269,8 (291,1; 381,8) <sup>b</sup>	0,0003
RMS [mV]	25,0 (28,4; 30,8) <sup>a</sup>	71,6 (82,3; 86,7) <sup>b</sup>	57,0 (60,2; 70,8) <sup>c</sup>	< 0,0001
czas trwania [s]	$0,58 (0,63; 0,66)^{a}$	$0,22 (0,22; 0,25)^{b}$	0,28 (0,28; 0,31) <sup>b</sup>	< 0,0001
iEMG $[mV \times s]$	16,2 (18,8; 21,4) <sup>a</sup>	49,3 (51,9; 58,3) <sup>b</sup>	39,4 (42,1; 51,2) <sup>c</sup>	< 0,0001
MF [Hz]	91,8 (101,7; 106,6) <sup>a</sup>	71,0 (71,6; 82,2) <sup>b</sup>	39,4 (42,1; 51,2) <sup>c</sup>	0,002
SNR [dBc]	-9,3 (-7,4; -5,2) <sup>a</sup>	-0,4 (3,0; 4,7) <sup>b</sup>	-0,8 (1,0; 4,0) <sup>b</sup>	< 0,0001

Wartości liczbowe przedstawiono w postaci mediany oraz kwartyli (1 kwartyl; 3 kwartyl). Różnice istotne statystycznie dla p <0,05 zaznaczono kolejnymi literami w indeksie górnym.

Stwierdzono niższą amplitude, RMS i iEMG dla stępa oraz wyższą amplitude, RMS i iEMG dla galopu w porównaniu do kłusa. Stwierdzono dłuższy czas trwania pęczków

aktywności rejestrowanych w stępie niż w kłusie i galopie. Stwierdzono wyższą MF dla stępa niż dla kłusa i galopu oraz niższy SNR dla stępa niż dla kłusa i galopu (tabela 54).

Tabela 54. Amplituda, siła sygnału (RMS), czas trwania, zintegrowana aktywność EMG (iEMG), mediana częstotliwości (MF) i stosunek sygnału do szumu (SNR) pęczków aktywności filtrowanego sygnału sEMG rejestrowanego wzdłuż przebiegu m. dwugłowego ramienia przez pierwszy czujnik sEMG (cz1).

cechy sygnału sEMG	stęp	kłus	galop	р
amplituda [mV]	31,3 (38,1; 44,9) <sup>a</sup>	89,6 (136,6; 151,6) <sup>b</sup>	155,3 (173,7; 185,1) <sup>c</sup>	< 0,0001
RMS [mV]	8,7 (9,1; 9,9) <sup>a</sup>	21,0 (23,5; 25,7) <sup>b</sup>	45,2 (51,0; 56,8) <sup>c</sup>	< 0,0001
czas trwania [s]	$0,66 (0,70; 0,76)^{a}$	0,32 (0,33; 0,37) <sup>b</sup>	$0,25 (0,27; 0,29)^{b}$	< 0,0001
iEMG $[mV \times s]$	$5,0(5,3;5,5)^{a}$	15,3 (17,3; 18,3) <sup>b</sup>	34,5 (39,6; 43,7) <sup>c</sup>	< 0,0001
MF [Hz]	108,6 (139,4; 151,0) <sup>a</sup>	66,4 (77,0; 114,9) <sup>b</sup>	57,2 (59,9; 64,2) <sup>b</sup>	< 0,0001
SNR [dBc]	-8,9 (-8,3; -6,6) <sup>a</sup>	-2,8 (-1,1; 0,4) <sup>b</sup>	-0,3 (3,7; 7,9) <sup>b</sup>	< 0,0001

Wartości liczbowe przedstawiono w postaci mediany oraz kwartyli (1 kwartyl; 3 kwartyl). Różnice istotne statystycznie dla p <0,05 zaznaczono kolejnymi literami w indeksie górnym.

Stwierdzono wyższą amplitudę i RMS dla galopu oraz niższą amplitudę i RMS dla stępa w porównaniu do kłusa. Stwierdzono dłuższy czas trwania pęczków aktywności rejestrowanych w stępie niż w kłusie i galopie. Stwierdzono wyższą iEMG dla galopu i kłusa w porównaniu do stępa. Nie stwierdzono różnic w MF pomiędzy badanymi chodami. Stwierdzono niższy SNR dla stępa w porównaniu do kłusa i galopu (tabela 55).

Tabela 55. Amplituda, siła sygnału (RMS), czas trwania, zintegrowana aktywność EMG (iEMG), mediana częstotliwości (MF) i stosunek sygnału do szumu (SNR) pęczków aktywności filtrowanego sygnału sEMG rejestrowanego wzdłuż przebiegu m. prostownika promieniowego nadgarstka przez drugi czujnik sEMG (cz2).

cechy sygnału sEMG	stęp	kłus	galop	р
amplituda [mV]	85,5 (90,2; 105,5) <sup>a</sup>	328,9 (365,5; 426,4) <sup>b</sup>	558,9 (743,9; 926,1) <sup>c</sup>	< 0,0001
RMS [mV]	16,4 (18,1; 19,0) <sup>a</sup>	76,3 (82,8; 93,2) <sup>b</sup>	107,4 (178,7; 206,0) <sup>c</sup>	< 0,0001
czas trwania [s]	$0,63 (0,65; 0,68)^{a}$	0,21 (0,23; 0,25) <sup>b</sup>	0,21 (0,22; 0,24) <sup>b</sup>	< 0,0001
iEMG $[mV \times s]$	$6,8(8,1;8,7)^{a}$	51,7 (53,3; 59,5) <sup>b</sup>	67,4 (108,8; 128,9) <sup>b</sup>	< 0,0001
MF [Hz]	64,9 (73,5; 82,1)	68,1 (70,7; 72,4)	65,7 (66,8; 70,5)	0,34
SNR [dBc]	-7,2 (-5,3; -1,5) <sup>a</sup>	$-1,3(2,4;5,4)^{b}$	-1,7 (1,8; 3,2) <sup>b</sup>	0,006

Stwierdzono wyższą amplitudę, RMS i iEMG dla galopu oraz niższą amplitudę, RMS i iEMG dla stępa w porównaniu do kłusa. Stwierdzono dłuższy czas trwania pęczków aktywności rejestrowanych w stępie i kłusie niż w galopie. Stwierdzono wyższą MF dla stępa w porównaniu do kłusa i galopu. Stwierdzono niższy SNR dla stępa oraz wyższy SNR dla galopu w porównaniu do kłusa.

Tabela 56. Amplituda, siła sygnału (RMS), czas trwania, zintegrowana aktywność EMG (iEMG), mediana częstotliwości (MF) i stosunek sygnału do szumu (SNR) pęczków aktywności filtrowanego sygnału sEMG rejestrowanego wzdłuż przebiegu m. prostownika wspólnego palców przez drugi czujnik sEMG (cz2).

cechy sygnału sEMG	Stęp	kłus	galop	р
amplituda [mV]	101,3 (109,2; 128,7) <sup>a</sup>	602,3 (701,9; 813,5) <sup>b</sup>	2093,4 (2213,0; 2355,3) <sup>c</sup>	< 0,0001
RMS [mV]	19,4 (20,5; 23,9) <sup>a</sup>	98,5 (104,2; 115,1) <sup>b</sup>	392,9 (429,8; 452,3) <sup>c</sup>	< 0,0001
czas trwania [s]	$0,32(0,34;0,35)^{a}$	0,35 (0,39; 0,45) <sup>a</sup>	$0,14 (0,16; 0,18)^{b}$	0,0003
iEMG $[mV \times s]$	12,7 (13,3; 16,0) <sup>a</sup>	50,6 (54,7; 60,6) <sup>ab</sup>	230,0 (237,3; 257,9) <sup>b</sup>	< 0,0001
MF [Hz]	102,8 (116,5; 121,4) <sup>a</sup>	65,2 (76,6; 88,1) <sup>b</sup>	66,1 (75,5; 90,4) <sup>b</sup>	0,01
SNR [dBc]	-6,2 (-5,2; -4,9) <sup>a</sup>	-2,9 (-1,3; 4,3) <sup>ab</sup>	$1,8(9,1;11,7)^{b}$	0,0005

Wartości liczbowe przedstawiono w postaci mediany oraz kwartyli (1 kwartyl; 3 kwartyl). Różnice istotne statystycznie dla p <0,05 zaznaczono kolejnymi literami w indeksie górnym.

Stwierdzono wyższą amplitudę i RMS w kłusie i galopie w porównaniu do stępa. Stwierdzono dłuższy czas trwania pęczków aktywności rejestrowanych w stępie i kłusie niż w galopie. Stwierdzono wyższą iEMG w galopie oraz niższą iEMG w stępie w porównaniu do kłusa. Nie stwierdzono różnic w MF i SNR pomiędzy rozpatrywanymi chodami (tabela 57).

Tabela 57. Amplituda, siła sygnału (RMS), czas trwania, zintegrowana aktywność EMG (iEMG), mediana częstotliwości (MF) i stosunek sygnału do szumu (SNR) pęczków aktywności filtrowanego sygnału sEMG rejestrowanego wzdłuż przebiegu m. prostownika bocznego palców przez drugi czujnik sEMG (cz2).

cechy sygnału sEMG	stęp	kłus	galop	р
amplituda [mV]	540,4 (610,9; 700,8) <sup>a</sup>	869,7 (1046,6; 1336,7) <sup>b</sup>	1131,8 (1194,7; 1397,7) <sup>b</sup>	< 0,0001
RMS [mV]	107,5 (117,5; 119,5) <sup>a</sup>	189,8 (202,1; 212,4) <sup>b</sup>	277,0 (291,0; 323,3) <sup>b</sup>	< 0,0001
czas trwania [s]	$0,30(0,31;0,32)^{a}$	$0,32 (0,33; 0,34)^{a}$	$0,23 (0,24; 0,25)^{b}$	< 0,0001
iEMG $[mV \times s]$	65,4 (69,9; 76,1) <sup>a</sup>	125,7 (135,9; 147,0) <sup>ab</sup>	198,3 (210,0; 226,5) <sup>b</sup>	< 0,0001
MF [Hz]	159,3 (176,8; 195,0)	159,0 (180,8; 196,4)	180,7 (200,8; 211,3)	0,27
SNR [dBc]	-6,1 (-4,8; -3,5)	-6,3 (-5,7; -4,9)	-7,2 (-4,91 -3,2)	0,68

Stwierdzono wyższą amplitudę, RMS i iEMG dla galopu oraz niższą amplitudę, RMS i iEMG dla stępa w porównaniu do kłusa. Stwierdzono dłuższy czas trwania pęczków aktywności rejestrowanych w stępie niż w kłusie oraz w kłusie niż w galopie. Nie stwierdzono różnic MF pomiędzy rozpatrywanymi chodami. Stwierdzono niższy SNR dla kłusa oraz wyższy SNR dla galopu w porównaniu do stępa (tabela 58).

Tabela 58. Amplituda, siła sygnału (RMS), czas trwania, zintegrowana aktywność EMG (iEMG), mediana częstotliwości (MF) i stosunek sygnału do szumu (SNR) pęczków aktywności filtrowanego sygnału sEMG rejestrowanego wzdłuż przebiegu m. prostownika łokciowego nadgarstka przez trzeci czujnik sEMG (cz3).

cechy sygnału sEMG	stęp	kłus	galop	р
amplituda [mV]	530,8 (596,6; 769,7) <sup>a</sup>	921,8 (1053,1; 1180,1) <sup>b</sup>	1240,8 (1328,5; 1374,3) <sup>c</sup>	< 0,0001
RMS [mV]	60,4 (68,9; 74,4) <sup>a</sup>	174,2 (199,4; 218,0) <sup>b</sup>	277,5 (281,1; 325,4) <sup>c</sup>	< 0,0001
czas trwania [s]	0,29 (0,30; 0,32) <sup>a</sup>	$0,34 (0,36; 0,38)^{b}$	$0,19(0,20;0,22)^{c}$	< 0,0001
iEMG $[mV \times s]$	64,1 (65,6; 74,5) <sup>a</sup>	119,0 (137,8; 145,9) <sup>b</sup>	188,9 (196,3; 218,7) <sup>c</sup>	< 0,0001
MF [Hz]	162,5 (178,9; 187,8)	170,1 (180,0; 186,8)	162,3 (180,2; 196,8)	0,70
SNR [dBc]	-6,3 (-5,2; -3,3) <sup>ab</sup>	-8,1 (-6,9; -6,4) <sup>a</sup>	-5,8 (-3,9; -1,1) <sup>b</sup>	0,02

Wartości liczbowe przedstawiono w postaci mediany oraz kwartyli (1 kwartyl; 3 kwartyl). Różnice istotne statystycznie dla p <0,05 zaznaczono kolejnymi literami w indeksie górnym.

Stwierdzono wyższą amplitudę, RMS i iEMG dla galopu oraz niższą amplitudę, RMS i iEMG dla stępa w porównaniu do kłusa. Stwierdzono dłuższy czas trwania pęczków aktywności rejestrowanych w stępie i kłusie niż w galopie. Stwierdzono niższą MF dla stępa i galopu w porównaniu do kłusa. Nie stwierdzono różnic SNR pomiędzy rozpatrywanymi chodami (tabela 59).

Tabela 59. Amplituda, siła sygnału (RMS), czas trwania, zintegrowana aktywność EMG (iEMG), mediana częstotliwości (MF) i stosunek sygnału do szumu (SNR) pęczków aktywności filtrowanego sygnału sEMG rejestrowanego wzdłuż przebiegu m. zginacza łokciowego nadgarstka przez drugi czujnik sEMG (cz2).

cechy sygnału sEMG	stęp	kłus	galop	р
amplituda [mV]	799,3 (868,1; 1025,0) <sup>a</sup>	1285,2 (1376,9; 1515,3) <sup>b</sup>	2074,1 (2220,8; 2695,8) <sup>c</sup>	< 0,0001
RMS [mV]	144,8 (167,5; 193,5) <sup>a</sup>	234,7 (246,8; 285,0) <sup>b</sup>	457,8 (479,1; 491,9) <sup>c</sup>	< 0,0001
czas trwania [s]	$0,25 (0,28; 0,30)^{a}$	$0,32 (0,35; 0,35)^{a}$	$0,21 (0,21; 0,21)^{b}$	0,0005
iEMG $[mV \times s]$	88,5 (100,3; 113,2) <sup>a</sup>	147,4 (149,4; 174,2) <sup>b</sup>	292,2 (299,1; 330,3) <sup>c</sup>	< 0,0001
MF [Hz]	119,0 (137,4; 149,6) <sup>a</sup>	158,1 (166,5; 177,3) <sup>b</sup>	95,3 (117,0; 137,7) <sup>a</sup>	0,002
SNR [dBc]	-4,7 (-4,0; -3,4)	-5,1 (-3,9; -2,4)	-3,9 (0,0; 1,4)	0,14

Stwierdzono wyższą amplitudę, RMS i iEMG dla galopu oraz niższą amplitudę, RMS i iEMG dla stępa w porównaniu do kłusa. Stwierdzono dłuższy czas trwania pęczków aktywności rejestrowanych w stępie niż w kłusie oraz w kłusie niż w galopie. Nie stwierdzono różnic MF i SNR pomiędzy rozpatrywanymi chodami (tabela 60).

Tabela 60. Amplituda, siła sygnału (RMS), czas trwania, zintegrowana aktywność EMG (iEMG), mediana częstotliwości (MF) i stosunek sygnału do szumu (SNR) pęczków aktywności filtrowanego sygnału sEMG rejestrowanego wzdłuż przebiegu m. piszczelowego doczaszkowego przez drugi czujnik sEMG (cz2).

cechy sygnału sEMG	stęp	kłus	galop	р
amplituda [mV]	90,6 (96,1; 104,8) <sup>a</sup>	470,6 (509,5; 574,6) <sup>b</sup>	918,0 (1031,3; 1082,1) <sup>c</sup>	< 0,0001
RMS [mV]	18,6 (19,6; 20,7) <sup>a</sup>	87,2 (93,3; 98,5) <sup>b</sup>	198,4 (208,2; 234,1) <sup>c</sup>	< 0,0001
czas trwania [s]	0,46 (0,48; 0,53) <sup>a</sup>	0,38 (0,41; 0,46) <sup>b</sup>	$0,24 (0,26; 0,27)^{c}$	< 0,0001
iEMG $[mV \times s]$	12,7 (13,0; 14,4) <sup>a</sup>	49,9 (52,8; 60,6) <sup>b</sup>	134,7 (146,9; 155,6) <sup>c</sup>	< 0,0001
MF [Hz]	58,7 (65,0; 73,8)	57,9 (69,0; 73,5)	66,8 (72,8; 84,1)	0,12
SNR [dBc]	-3,3 (-0,6; 2,9)	-2,4 (1,6; 5,2)	-3,5 (-0,1; 0,8)	0,73

Wartości liczbowe przedstawiono w postaci mediany oraz kwartyli (1 kwartyl; 3 kwartyl). Różnice istotne statystycznie dla p <0,05 zaznaczono kolejnymi literami w indeksie górnym.

Stwierdzono wyższą amplitudę, RMS i iEMG dla galopu oraz niższą amplitudę, RMS i iEMG dla stępa w porównaniu do kłusa. Stwierdzono dłuższy czas trwania pęczków aktywności rejestrowanych w stępie niż w kłusie oraz w kłusie niż w galopie. Nie stwierdzono różnic MF pomiędzy rozpatrywanymi chodami. Stwierdzono niższy SNR w stępie oraz wyższy SNR w galopie w porównaniu do kłusa (tabela 61).

Tabela 61. Amplituda, siła sygnału (RMS), czas trwania, zintegrowana aktywność EMG (iEMG), mediana częstotliwości (MF) i stosunek sygnału do szumu (SNR) pęczków aktywności filtrowanego sygnału sEMG rejestrowanego wzdłuż przebiegu m. prostownika długiego palców przez trzeci czujnik sEMG (cz3).

cechy sygnału sEMG	stęp	kłus	galop	р
amplituda [mV]	132,0 (139,7; 151,7) <sup>a</sup>	658,7 (747,9; 796,6) <sup>b</sup>	1304,8 (1428,7; 1699,3) <sup>c</sup>	< 0,0001
RMS [mV]	27,6 (28,9; 30,1) <sup>a</sup>	155,9 (165,1; 170,7) <sup>b</sup>	312,8 (357,4; 430,9) <sup>c</sup>	< 0,0001
czas trwania [s]	$0,74(0,74;0,75)^{a}$	0,30 (0,31; 0,33) <sup>b</sup>	$0,20(0,21;0,23)^{c}$	< 0,0001
iEMG $[mV \times s]$	19,0 (20,3; 21,1) <sup>a</sup>	98,7 (108,5; 114,0) <sup>b</sup>	213,0 (251,9; 295,3) <sup>c</sup>	< 0,0001
MF [Hz]	74,2 (81,8; 86,4)	82,7 (84,9; 87,1)	63,7 (69,7; 91,1)	0,22
SNR [dBc]	-8,5 (-8,2; -6,6) <sup>a</sup>	-2,6 (-1,7; -0,2) <sup>b</sup>	$0,7(1,4;2,6)^{c}$	< 0,0001

Stwierdzono wyższą amplitudę dla kłusa i galopu niż dla stępa. Stwierdzono wyższy RMS i iEMG dla galopu oraz niższy RMS i iEMG dla stępa w porównaniu do kłusa. Stwierdzono dłuższy czas trwania pęczków aktywności rejestrowanych w stępie niż w kłusie oraz w kłusie niż w galopie. Nie stwierdzono różnic MF i SNR pomiędzy rozpatrywanymi chodami (tabela 62).

Tabela 62. Amplituda, siła sygnału (RMS), czas trwania, zintegrowana aktywność EMG (iEMG), mediana częstotliwości (MF) i stosunek sygnału do szumu (SNR) pęczków aktywności filtrowanego sygnału sEMG rejestrowanego wzdłuż przebiegu m. dwugłowego uda przez dziesiąty czujnik sEMG (cz10).

cechy sygnału sEMG	stęp	kłus	galop	р
amplituda [mV]	132,5 (133,9; 147,6) <sup>a</sup>	329,4 (353,4; 385,9) <sup>b</sup>	405,7 (438,1; 493,8) <sup>b</sup>	0,0001
RMS [mV]	32,3 (34,5; 37,0) <sup>a</sup>	75,1 (84,9; 99,1) <sup>b</sup>	89,8 (102,3; 114,9) <sup>c</sup>	< 0,0001
czas trwania [s]	$0,30(0,32;0,34)^{a}$	$0,25 (0,27; 0,28)^{b}$	0,21 (0,24; 0,25) <sup>c</sup>	< 0,0001
iEMG $[mV \times s]$	21,0 (22,7; 24,0) <sup>a</sup>	50,8 (57,8; 64,8) <sup>b</sup>	57,5 (68,8; 80,2) <sup>c</sup>	< 0,0001
MF [Hz]	57,0 (61,2; 65,3)	61,7 (69,0; 79,4)	64,4 (66,3;68,2)	0,10
SNR [dBc]	-2,5 (-1,0; 0,1)	1,0 (2,1; 3,6)	-0,8 (0,3; 5,5)	0,20

Wartości liczbowe przedstawiono w postaci mediany oraz kwartyli (1 kwartyl; 3 kwartyl). Różnice istotne statystycznie dla p <0,05 zaznaczono kolejnymi literami w indeksie górnym.

Stwierdzono wyższą amplitudę, RMS i iEMG dla galopu oraz niższą amplitudę, RMS i iEMG dla stępa w porównaniu do kłusa. Stwierdzono dłuższy czas trwania pęczków aktywności rejestrowanych w stępie niż w kłusie oraz w kłusie niż w galopie. Nie stwierdzono różnic MF pomiędzy rozpatrywanymi chodami. Stwierdzono niższy SNR dla stępa oraz wyższy SNR dla galopu w porównaniu do kłusa (tabela 63).

Tabela 63. Amplituda, siła sygnału (RMS), czas trwania, zintegrowana aktywność EMG (iEMG), mediana częstotliwości (MF) i stosunek sygnału do szumu (SNR) pęczków aktywności filtrowanego sygnału sEMG rejestrowanego wzdłuż przebiegu m. czworogłowego uda przez trzeci czujnik sEMG (cz3).

cechy sygnału sEMG	stęp	kłus	galop	р
amplituda [mV]	64,6 (76,1; 90,7) <sup>a</sup>	81,8 (85,8; 89,1) <sup>a</sup>	387,6 (459,7; 539,9) <sup>b</sup>	< 0,0001
RMS [mV]	16,0 (16,7; 18,8) <sup>a</sup>	18,1 (20,6; 22,0) <sup>a</sup>	86,4 (90,9; 117,3) <sup>b</sup>	< 0,0001
czas trwania [s]	$0,57 (0,58; 0,62)^{a}$	$0,44 (0,47; 0,49)^{b}$	$0,27 (0,31; 0,32)^{c}$	< 0,0001
iEMG $[mV \times s]$	10,9 (11,4; 12,9) <sup>a</sup>	13,2 (14,9; 17,3) <sup>a</sup>	55,2 (56,8; 77,5) <sup>b</sup>	< 0,0001
MF [Hz]	53,8 (56,7; 63,8)	57,1 (58,1; 63,8)	60,8 (66,5; 69,1)	0,21
SNR [dBc]	-4,2 (-2,6; -0,8) <sup>a</sup>	-1,7 (-0,6; 0,6) <sup>a</sup>	3,4 (4,4; 6,9) <sup>b</sup>	0,0002

Stwierdzono wyższą amplitudę, RMS i iEMG dla galopu oraz niższą amplitudę, RMS i iEMG dla stępa w porównaniu do kłusa. Stwierdzono dłuższy czas trwania pęczków aktywności rejestrowanych w stępie niż w galopie. Nie stwierdzono różnic MF pomiędzy rozpatrywanymi chodami. Stwierdzono niższy SNR dla stępa oraz wyższy SNR dla galopu w porównaniu do kłusa (tabela 64).

Tabela 64. Amplituda, siła sygnału (RMS), czas trwania, zintegrowana aktywność EMG (iEMG), mediana częstotliwości (MF) i stosunek sygnału do szumu (SNR) pęczków aktywności filtrowanego sygnału sEMG rejestrowanego wzdłuż przebiegu m. napinacza powięzi szerokiej przez drugi czujnik sEMG (cz2).

cechy sygnału sEMG	stęp	kłus	galop	р
amplituda [mV]	92,6 (109,1; 129,8) <sup>a</sup>	268,5 (284,9; 332,4) <sup>b</sup>	393,5 (428,1; 449,7) <sup>c</sup>	< 0,0001
RMS [mV]	21,1 (22,6; 24,9) <sup>a</sup>	57,3 (65,4; 79,4) <sup>b</sup>	100,7 (109,0; 119,4) <sup>c</sup>	< 0,0001
czas trwania [s]	$0,51 (0,53; 0,64)^{a}$	0,34 (0,37; 0,40) <sup>ab</sup>	0,21 (0,22; 0,24) <sup>b</sup>	< 0,0001
iEMG $[mV \times s]$	15,3 (16,2; 17,0) <sup>a</sup>	43,6 (48,5; 58,8) <sup>b</sup>	75,2 (79,0; 84,6) <sup>c</sup>	< 0,0001
MF [Hz]	84,7 (91,7; 99,0)	73,2 (79,9; 91,4)	74,9 (81,6; 83,3)	0,07
SNR [dBc]	-5,5 (-4,7; -2,0) <sup>a</sup>	-2,7 (-1,6; 0,0) <sup>ab</sup>	-0,9 (2,2;3,3) <sup>b</sup>	0,02

Wartości liczbowe przedstawiono w postaci mediany oraz kwartyli (1 kwartyl; 3 kwartyl). Różnice istotne statystycznie dla p <0,05 zaznaczono kolejnymi literami w indeksie górnym.

Stwierdzono wyższą amplitudę, RMS i iEMG dla galopu oraz niższą amplitudę, RMS i iEMG dla stępa w porównaniu do kłusa. Stwierdzono dłuższy czas trwania pęczków aktywności rejestrowanych w stępie niż w kłusie i galopie. Nie stwierdzono różnic MF pomiędzy rozpatrywanymi chodami. Stwierdzono niższy SNR w stępie niż w kłusie i galopie (tabela 65).

Tabela 65. Amplituda, siła sygnału (RMS), czas trwania, zintegrowana aktywność EMG (iEMG), mediana częstotliwości (MF) i stosunek sygnału do szumu (SNR) pęczków aktywności filtrowanego sygnału sEMG rejestrowanego wzdłuż przebiegu mm. pośladkowych przez szósty czujnik sEMG (cz6).

cechy sygnału sEMG	stęp	kłus	galop	р
amplituda [mV]	20,8 (23,8; 38,3) <sup>a</sup>	181,9 (212,7; 254,6) <sup>b</sup>	254,4 (285,0; 338,3) <sup>c</sup>	< 0,0001
RMS [mV]	4,9 (6,0; 7,9) <sup>a</sup>	35,0 (44,6; 56,8) <sup>b</sup>	58,9 (70,9; 75,4) <sup>c</sup>	< 0,0001
czas trwania [s]	$0,37 (0,38; 0,44)^{a}$	0,20 (0,21; 0,23) <sup>b</sup>	0,21 (0,23; 0,24) <sup>b</sup>	< 0,0001
$iEMG [mV \times s]$	7,5 (8,0; 9,8) <sup>a</sup>	23,3 (27,7; 32,9) <sup>b</sup>	37,9 (46,2; 50,6) <sup>c</sup>	< 0,0001
MF [Hz]	88,0 (94,7; 103,2)	60,2 (81,2; 99,5)	68,5 (72,1; 74,7)	0,06
SNR [dBc]	-5,8 (-5,3; -4,5) <sup>a</sup>	$0,8 (8,5;12,4)^{b}$	2,0 (2,7; 7,0) <sup>b</sup>	0,0006

Stwierdzono wyższą amplitudę dla galopu oraz niższą amplitudę dla kłusa w porównaniu do stępa. Stwierdzono niższy RMS i iEMG dla stępa i kłusa w porównaniu do galopu. Stwierdzono dłuższy czas trwania pęczków aktywności rejestrowanych w stępie niż w kłusie i galopie. Nie stwierdzono różnic MF pomiędzy poszczególnymi chodami. Stwierdzono niższy SNR dla stępa i wyższy SNR dla galopu niż dla kłusa (tabela 66).

Tabela 66. Amplituda, siła sygnału (RMS), czas trwania, zintegrowana aktywność EMG (iEMG), mediana częstotliwości (MF) i stosunek sygnału do szumu (SNR) pęczków aktywności filtrowanego sygnału sEMG rejestrowanego wzdłuż przebiegu m. półścięgnistego przez szósty czujnik sEMG (cz6).

cechy sygnału sEMG	stęp	kłus	galop	р
amplituda [mV]	173,5 (198,3; 264,4) <sup>ab</sup>	90,2 (119,6; 167,3) <sup>a</sup>	224,4 (261,2; 335,5) <sup>b</sup>	0,003
RMS [mV]	28,9 (32,2; 33,6) <sup>a</sup>	17,6 (21,1; 24,2) <sup>a</sup>	48,0 (59,5; 69,9) <sup>b</sup>	< 0,0001
czas trwania [s]	$0,43 (0,44; 0,47)^{a}$	$0,22 (0,23; 0,26)^{b}$	$0,25 (0,26; 0,26)^{b}$	< 0,0001
iEMG $[mV \times s]$	$16,5(20,3;22,3)^{a}$	13,3 (16,5; 22,3) <sup>a</sup>	34,2 (40,8; 50,2) <sup>b</sup>	< 0,0001
MF [Hz]	53,1 (54,8; 57,2)	53,0 (53,9; 55,7)	55,7 (62,1; 63,5)	0,06
SNR [dBc]	$-1,8(1,5;2,5)^{a}$	$0,9(3,1;8,1)^{ab}$	6,4 (9,9; 11,4) <sup>b</sup>	0,004

Wartości liczbowe przedstawiono w postaci mediany oraz kwartyli (1 kwartyl; 3 kwartyl). Różnice istotne statystycznie dla p <0,05 zaznaczono kolejnymi literami w indeksie górnym.

Stwierdzono wyższą amplitudę i RMS dla galopu oraz niższą amplitudę i RMA dla stępa w porównaniu do kłusa. Stwierdzono dłuższy czas trwania pęczków aktywności rejestrowanych w stępie niż w kłusie oraz w kłusie niż w galopie. Nie stwierdzono różnic MF pomiędzy poszczególnymi chodami. Stwierdzono niższy SNR dla stępa oraz wyższy SNR dla kłusa w porównaniu do galopu (tabela 67).

Tabela 67. Amplituda, siła sygnału (RMS), czas trwania, zintegrowana aktywność EMG (iEMG), mediana częstotliwości (MF) i stosunek sygnału do szumu (SNR) pęczków aktywności filtrowanego sygnału sEMG rejestrowanego wzdłuż przebiegu m. półbłoniastego przez trzeci czujnik sEMG (cz6).

cechy sygnału sEMG	stęp	kłus	galop	р
amplituda [mV]	83,4 (89,2; 99,2) <sup>a</sup>	140,1 (144,8; 159,3) <sup>b</sup>	573,6 (765,5; 1167,2) <sup>c</sup>	< 0,0001
RMS [mV]	9,4 (11,0; 11,7) <sup>a</sup>	39,3 (42,9; 47,7) <sup>b</sup>	198,1 (222,0; 294,0) <sup>c</sup>	< 0,0001
czas trwania [s]	0,28 (0,30; 0,34) <sup>a</sup>	0,20 (0,22; 0,23) <sup>b</sup>	$0,15(0,17;0,18)^{c}$	< 0,0001
iEMG $[mV \times s]$	5,9 (6,8; 7,3) <sup>a</sup>	25,9 (30,5; 35,6) <sup>a</sup>	143,5 (170,4; 195,0) <sup>b</sup>	< 0,0001
MF [Hz]	54,7 (57,9; 76,8)	52,9 (62,2; 65,4)	61,1 (65,4; 72,9)	0,50
SNR [dBc]	-0,7 (0,5; 3,2) <sup>a</sup>	6,8 (7,6; 9,3) <sup>b</sup>	3,2 (7,3; 10,1) <sup>ab</sup>	0,03

## 6 Dyskusja

Na przestrzeni ostatnich dwunastu lat, od rozpoczęcia prac zespołu St. George i wsp. (L. St. George & Williams, 2013) oraz Takahashi i wsp. (Takahashi et al., 2018) badanie sEMG zyskało dużą popularność w medycynie sportowej koni (Valentin & Zsoldos, 2016). Badanie sEMG, jako metoda oceny funkcjonalnej mięśni szkieletowych, znalazło szerokie zastosowanie w szczególności w diagnostyce koni – w celu rozpoznania zaburzeń nerwowo-mięśniowych (Aman et al., 2018; Huntington et al., 1991; Wijnberg et al., 2009), w rehabilitacji koni w celu oceny funkcji mięśniowych w procesie rekonwalescencji (Knaggs et al., 2022) oraz w sporcie - w celu optymalizacji treningu (L. St. George & Williams, 2013). Badanie sEMG (Valentin & Zsoldos, 2016), w porównaniu do badania nEMG (Rubin, 2019), jest bezpieczne, nieinwazyjne i łatwe do przeprowadzenia zarówno w warunkach klinicznych (Williams, 2018) jak i terenowych (L. St. George & Williams, 2013). Możliwość śledzenia aktywności mioelektrycznej mięśni w czasie rzeczywistym pozwala na zastosowanie sEMG w analizie biomechanicznej koni podczas ruchu w trzech chodach – stępie (S. L. George et al., 2022; Peham et al., 2001), kłusie (Robert et al., 2002; Smit et al., 2024) i galopie (Takahashi et al., 2020, 2021) oraz podczas wykonywania ćwiczeń dynamicznych (L. St. George & Williams, 2013). Obecnie dostępne technologie pomiarowe zwiększają kompleksowość analizy dzięki pomiarom wielokanałowym, które dają możliwość rejestracji sygnału z wielu elektrod jednocześnie. Wielokanałowe systemy rejestracji, takie jak SAGA TMSi (Smit et al., 2024), Trigno Delsys Inc (L. St. George et al., 2019; St George, 2017; L. St. George & Williams, 2013) czy MR 3.14 Noraxon Inc (Rankins et al., 2022; Domino et al., 2025) - wykorzystany również w niniejszej pracy – umożliwiają pomiary aktywności mioelektrycznej dużych grup mięśni lub wielu mięśni w tym samym czasie.

Pomimo rosnącej popularności sEMG u koni istnieją znaczne rozbieżności w metodologii prowadzanych badań (Smit et al., 2024; Valentin & Zsoldos, 2016). Różnice dotyczą głównie przygotowania konia do rejestracji sygnału sEMG (Valentin & Zsoldos, 2016), lokalizacji elektrod powierzchniowych (Smit et al., 2024; Valentin & Zsoldos, 2016) oraz rejestracji, przetwarzania i ekstrakcji cech sygnału sEMG (L. St. George et al., 2018, 2019). Brak jednolitych standardów w prowadzonych badaniach sEMG w medycynie weterynaryjnej koni znacznie utrudnia użyteczną wymianę danych i doświadczeń klinicznych pomiędzy zespołami pracującymi w różnych ośrodkach naukowych (Hermens et al., n.d.). Problem ten został dostrzeżony w medycynie ludzkiej i skutkował opracowaniem wytycznych dotyczących sposobu przygotowania miejsc pomiaru, lokalizacji miejsc pomiarowych, zabezpieczenia

elektrod (Hermens et al., n.d.; Merletti, 1999) oraz rejestracji i przetwarzania sygnału sEMG (Besomi et al., 2020; Merletti, 1999). Wytyczne te zostały zestawione w protokołach SENIAM (Hermens et al., n.d.), ISEK oraz CEDE (Besomi et al., 2019), które kierunkują dalsze badania również w medycynie weterynaryjnej koni.

## 6.1 Ujednolicenie standardów badania elektromiograficznego koni

Prace nad wytycznymi dla badania sEMG koni zainicjował Valentin i Zsoldos (Valentin & Zsoldos, 2016) w publikacji systematyzującej dotychczasowe badania sEMG w weterynarii, która w zamyśle autorów stanowi punkt wyjścia dla stworzenia rekomendacji dla badań sEMG zwierząt. Ta pierwsza praca przeglądowa podkreśla rozbieżności w rozmieszczeniu elektrod i podejściach do przetwarzania sygnału oraz uwarunkowania różniące elektromiografię ludzką i weterynaryjna. Preferowanym warunkiem pomiarów sEMG u zwierząt są badania dynamiczne, ze względu na trudności w nakłonieniu zwierzęcia do wykonywania ćwiczeń izometrycznych. Jednak ćwiczenia dynamiczne są obciążone występowaniem artefaktów ruchowych znacznie większych niż artefakty rejestrowane podczas ćwiczeń izometrycznych u ludzi. Występowanie artefaktów ruchowych jest wynikiem ruchu elektrod względem mięśnia w trakcie skurczu. Artefakty ruchowe, rejestrowane jednocześnie z właściwym sygnałem sEMG, generują szum, który utrudnia identyfikację pęczków aktywności i analizę cech sygnału reprezentujących właściwą aktywność mioelektryczną mięśni. Konie, wśród wszystkich gatunków zwierząt badanych dotąd metodą sEMG, zostały uznane przez autorów za najlepszy gatunek modelowy do badań sEMG ze względu na duże rozmiary mięśni i niewielką ruchomość skóry względem mięśni, a co za tym idzie mniejsze występowania artefaktów ruchowych i nasilenie zjawiska cross-talk.

Valentin i Zsoldos (Valentin & Zsoldos, 2016) zaproponowali także wstępne metody przetwarzania sygnału w celu zminimalizowania wpływu artefaktów ruchowych na jakość sygnału sEMG. Autorzy szczególną uwagę zwrócili na niezbyt szeroko rozpowszechnione w weterynarii stosowanie filtra górnoprzepustowego, który w medycynie ludzkiej wykorzystywany jest do filtrowania artefaktów ruchowych. St. George i wsp. (L. St. George et kontynuowali wskazany kierunek badań analizując al.. 2018) wpływ filtracji górnoprzepustowej na jakość sygnału sEMG u koni. Autorzy, wzorując się na standardach przetwarzania sygnału sEMG w medycynie ludzkiej, wyznaczyli próg odcięcia szumów w paśmie niskich częstotliwości na poziomie 40 Hz i zasugerował optymalne ustawienia filtracji górnoprzepustowej dla przetwarzania sygnału sEMG rejestrowanego u koni z m. trójgłowego ramienia i m. dwugłowego uda w kłusie i galopie. W następnym roku również St. George i wsp. (L. St. George et al., 2019) opisali wpływ czterech metod normalizacji i filtracji sygnału sEMG rekomendując filtrację górnoprzepustową na poziomie 40 Hz, w celu tłumienia składowych sygnału o niskiej częstotliwości związanych z obecnością artefaktów ruchowych, oraz filtrację dolnoprzepustową na poziomie 450 Hz w celu tłumienia składowych sygnału o wysokich częstotliwościach. Autorzy wykazali, że rekomendowane przetwarzanie sygnału umożliwia identyfikację różnic w cechach pęczków aktywności m. dwugłowego uda powiązanych z analizą biomechaniczną pracy nogi prowadzącej i podążającej w galopie. Rekomendacje te były stosowane w kolejnych badaniach prowadzonych przez ten zespół (S. L. George et al., 2022; L. St. George et al., 2021; L. B. St. George et al., 2023) oraz inne zaspoły naukowe (Rankins et al., 2022; Smit et al., 2024; L. St. George et al., 2018; Takahashi et al., 2021).

Valentin i Zsoldos (Valentin & Zsoldos, 2016) podkreślili również problem niehomogenności i małej liczebności grup badawczych. Zdaniem autorów zestawianie w jednej grupie badawczej koni różnych ras, charakteryzujących się różnym wzrostem i masą ciała a co za tym idzie różną masą mięśniową, może ograniczać wiarygodność wyników. Autorzy wykazali, że w wielu publikacjach brakuje również informacji na temat przygotowania skóry do badania lub protokoły przygotowania skóry są rozbieżne. Jednak autorzy podkreślali, że najbardziej istotna sprzeczność w dotychczasowych badaniach sEMG dotyczy rozmieszczenia elektrod powierzchniowych w stosunku do przebiegu włókien mięśniowych i lokalizacji badanego mięśnia. Warto zauważyć, że w części publikacji brakuje informacji o sposobie rozmieszczenia elektrod powierzchniowych co wyklucza możliwość porównania danych i istotnie ogranicza odtwarzalność doświadczenia. Dopiero Smit i wsp. (Smit et al., 2024) podjeli pierwsza próbę opracowania zaleceń dotyczących lokalizacji elektrod powierzchniowych względem przebiegu wybranych mieśni szkieletowych u koni wzorując się na zaleceniach rozmieszczeniach elektrod zawartych w protokole SENIAM. Autorzy wykorzystali badanie USG do lokalizacji przyczepu początkowego i końcowego 21 wybranych mięśni szkieletowych u 3 koni oraz liniowy układ elektrod wzdłuż przebiegu mięśnia do pomiaru sygnału sEMG w kłusie. Na podstawie pomiarów SNR i CoV autorzy zasugerowali preferowaną lokalizację elektrod powierzchniowych i wskazali na konieczność prowadzenia dalszych badań w pozostałych chodach z wykorzystaniem bardziej rozbudowanego modelu analitycznego.

Niniejsza praca stanowi kontynuację podejmowanych wysiłków i wypełnia lukę w dostępnej wiedzy w zakresie optymalizacji lokalizacji elektrod powierzchniowych, powiązania jakości sygnału sEMG z grubością badanego mięśnia w danej lokalizacji elektrod, powiązania jakości sygnału sEMG z wielkością przestrzeni przewodzącej sygnał oraz charakterystyki sygnału sEMG w optymalnych lokalizacjach w stępie, kłusie i galopie. W prezentowanych badaniach uzyskano, a następnie przeanalizowano sygnał sEMG rejestrowany Z 19 wybranych mięśni szkieletowych dostępnych do badania elektromiograficznego. Dla każdego z badanych mięśni wyznaczono lokalizację elektrod powierzchniowych, w którym sygnał sEMG o możliwie największej wartości bezwzględnej, zmienności i czystości współwystępował z możliwie największą grubością mięśnia i najmniejszą grubością ośrodka przewodzącego sygnał w miejscu rejestracji. W wyznaczonej lokalizacji przeprowadzono następie szczegółowa analizę sygnału i porównanie cech sygnału pomiędzy badanymi chodami konia. Prezentowane wyniki przyczynią się do poprawy wiarygodności prowadzonych badań sEMG i ułatwią wykorzystanie kliniczne oceny funkcjonalnej mięśni w diagnostyce kulawizny (S. L. George et al., 2022; Zaneb et al., 2009), diagnostyce neurologicznej (Aman et al., 2018; Wijnberg et al., 2009), doborze ćwiczeń rehabilitacyjnych i treningowych (Allami Sanjani et al., 2023a; Cathcart et al., 2024) oraz monitorowaniu postępów rehabilitacji i leczenia chorób aparatu ruchu (Knaggs et al., 2022; Zellner et al., 2017) i chorób o podłożu neuromotorycznym (Aman et al., 2018).

#### 6.2 Rejestracja sygnału elektromiograficznego wybranych mięśni szkieletowych

W niniejszych badaniach sygnał sEMG z wybranych mięśni szkieletowych rejestrowanu podczas ruchu po linii prostej u koni nie wykazujących objawów klinicznych chorób aparatu ruchu. Biorąc pod uwagę, że wstępna ocena jakościowa rejestrowanego sygnału sEMG – przeprowadzana na podstawie wizualnej charakterystyki sygnału surowego oraz wartości oporu elektrycznego – jest prowadzona po(Valentin & Zsoldos, 2016) w czasie rzeczywistym (Valentin & Zsoldos, 2016), na rycinach 27–36 zaprezentowano dobrej jakości surowy sygnał sEMG rejestrowany we wszystkich badanych lokalizacjach w stępie. Ryciny prezentują prawidłowy zapis sygnału sEMG, którego należy oczekiwać w konkretnych lokalizacjach elektrod, a co za tym idzie stanowią punkt wyjścia do dajszej rejestracji sEMG. W optymalnych lokalizacjach elektrod w przypadku braku podobnego obrazu i obecności linii izoelektrycznej bez wyraźnych pęczków aktywności należy poprawić kontakt elektrod oraz czujników sEMG ze skórą konia i/lub podłączenie kabli łączących elektrody z czujnikami

sEMG, przypadku dalszego niepowodzenia należy rozważyć а W weryfikacje ultrasonograficzną przebiegu badanego mięśnia (Smit et al., 2024) i dopasowanie lokalizacji elektrod do układu włókien mięśniowych. Natomiast w przypadku braku podobnego obrazu i obecności ciągłego szumu o wysokim oporze elektrycznym należy upewnić się, że skóra konia została prawidłowo przygotowana (wystrzyżone sierści, oczyszczenie skóry, odtłuszczenie skóry), ponowne odtłuścić skórę konia alkoholem izopropylowym oraz rozważyć zastosowanie żelu przewodzącego zwiększającego przewodność elektryczną pomiędzy skórą a elektrodami (Valentin & Zsoldos, 2016). Warto podkreślić, że rozbieżności w protokołach przygotowania koni do badania sEMG są ważną przyczyną niepowodzeń w rejestracji sygnału ze względu na stopień przyczepności elektrod, który ma wpływ na jakość rejestrowanego sygnału oraz stopień impedancji elektroda-skóra (Valentin & Zsoldos, 2016). Czynności te należy powtórzyć każdorazowo przed rozpoczęciem rejestracji sEMG ponieważ ruch konia, zwłaszcza w kłusie i galopie, może powodować utratę lub zmniejszenie kontaktu pomiędzy poszczególnymi elementami układu pomiarowego. Należy zwrócić uwagę, że niewłaściwe przygotowanie skóry konia, zapewnienie niedostatecznego kontaktu elektrod i czujników sEMG ze skórą konia (Valentin & Zsoldos, 2016), niedostateczne zabezpieczenie pozycjonowania elektrod i czujników sEMG (Valentin & Zsoldos, 2016), a w szczególności nieprawidłowa lokalizacja elektrod względem przebiegu mięśnia (Smit et al., 2024; Valentin & Zsoldos, 2016) stanowią pierwszą przeszkodę w prawidłowej rejestracji sEMG u koni.

Wstępna ocena wizualna rejestrowanego sygnału sEMG, przeprowadzana podczas pierwszych kroków stępa, oraz porównanie uzyskiwanego zapisu z prezentowanym wzorcem aktywności mioelektrycznej pozwoli uniknąć rejestracji nieprawidłowego sygnału surowego oraz zmniejszy liczbę powtórzeń pomiarów w badaniach klinicznych. W poniższych podrozdziałach zaprezentowano systemy rejestracji sygnału sEMG wykorzystywane dotychczas w badaniach poszczególnych mięśni szkieletowych koni.

#### 6.2.1 Rejestracja sygnału elektromiograficznego m. podgrzebieniowego

W dotychczasowych badaniach, sygnał sEMG m. podgrzebieniowego opisano jedynie w jednej pracy (Takahashi et al., 2020) w kłusie i galopie w trakcie treningu na bieżni z wykorzystaniem systemu pomiarowego ZB–150H, Nihon Kohden próbkującego sygnał z częstotliwością 1000 Hz. W przeprowadzonych przeze mnie dobrej jakości wstępny sygnał sEMG zarejestrowano we wszystkich trzech badanych odprowadzeniach, przy czym rejestrowany sygnał różnił się wizualnie w zależności od lokalizacji elektrod co należy uwzględnić w dalszych badaniach. Funkcją m. podgrzebieniowego jest wysuwanie kończyny piersiowej i prostowanie stawu ramiennego (Watson & Wilson, 2007) dlatego uzyskanie dobrej jakości sygnału podczas pracy wstępnej (ruchu w stępie po linii prostej) z elektrod zlokalizowanych wzdłuż przebiegu całego m. podgrzebieniowego można uznać za zadowalające.

## 6.2.2 Rejestracja sygnału elektromiograficznego m. naramiennego

Aktywność sEMG m. naramiennego rejestrowana w trakcie zginania stawu ramiennego (Frandson et al., 2009) oraz podczas pracy w kłusie (Smit et al., 2024; Takahashi et al., 2020) przy użyciu następujących systemów pomiarowych - SAGA, TMSi o częstotliwości próbkowania 4000 Hz (Smit et al., 2024) i ZB-150H, Nihon Kohden próbkującego sygnał z częstotliwością 1000 Hz (Takahashi et al., 2020). Pomiary przeprowadzone w galopie (Colborne et al., 2001; Takahashi et al., 2020) zarejestrowano przy użyciu systemu pomiarowego ASYST, A/D Labmaster o częstotliwości próbkowania 1024 Hz (Colborne et al., 2001) oraz z wykorzystaniem systemu pomiarowego ZB-150H, Nihon Kohden próbkującego sygnał z częstotliwością 1000 Hz (Takahashi et al., 2020). Na tym samym mięśniu przy użyciu systemu Synapse, Ambu A/S przeprowadzono rejestrację sygnału o częstotliwości próbkowania sięgającej do 1024 Hz (Levionnois et al., 2010; Spadavecchia et al., 2010) w trakcie złożonego znieczulenia ogólnego w celu oceny reakcji na stymulację elektryczną nerwu w zależności od głębokości znieczulenia (Levionnois et al., 2010; Spadavecchia et al., 2010). W przeprowadzonych przeze mnie badaniach dobrej jakości sygnał sEMG zarejestrowaano dla wszystkich 4 odprowadzeń w stępie, kłusie i galopie przy wykorzystaniu systemu pomiarowego o częstotliwości próbkowania sięgającej 2000 Hz.

Takahashi i wsp. (Takahashi et al., 2020) zaprezentowali przykład aktywności surowego sygnału podczas galopu i różnice w sygnale na początku pracy i pod wpływem zmęczenia. Levionnois i wsp. (Levionnois et al., 2010) także zaprezentowali przykład zmian w zapisie sEMG wywołanych pojedynczą stymulacją elektryczną i powtarzanej stymulacji elektrycznej o wzrastającym natężeniu przed i w trakcie kontrolowanej infuzji ketaminy. Podobnie w badaniu przeprowadzonym przez Spadavecchia i wsp. (Spadavecchia et al., 2010) zaprezentowano przykładowe zapisy sEMG rejestrowane podczas znieczulenia ogólnego prowadzonego z wykorzystaniem różnych stężeń izofluranu i po stymulacji prądem o wzrastającym natężeniu.

#### 6.2.3 Rejestracja sygnału elektromiograficznego m. trójgłowego ramienia

M. trójgłowy ramienia wykazujący aktywność sEMG w trakcie prostowania (Watson & Wilson, 2007) i zginania stawu ramiennego (Watson & Wilson, 2007) badany był w stępie (S. L. George et al., 2022; Peham et al., 2001), klusie (S. L. George et al., 2022; Robert et al., 2002; Smit et al., 2024; Spoormakers et al., 2023a), galopie (L. B. St. George et al., 2023; Takahashi et al., 2021), a także w trakcie skoku (L. St. George et al., 2021; L. St. George & Williams, 2013). W niniejszych badaniach rejestracja sygnału sEMG prowadzona była dla wszystkich trzech podstawowych chodów. George i Williams (L. St. George & Williams, 2013) na zapisach sygnału surowego przedstawili aktywność m. trójgłowego ramienia w różnych fazach podejścia skoku, skoku i lądowania. George i wsp. (L. St. George et al., 2021) przedstawili surowy sygnał sEMG dla m. trójgłowego ramienia w trakcie chodu i skoku. Zespół badawczy George i wsp. (S. L. George et al., 2022; L. St. George & Williams, 2013; L. St. George et al., 2021) wykorzystywali system pomiarowy Trigno, Delsys Inc o częstotliwości próbkowania sięgającej do 2088 Hz. M. trójgłowy ramienia badany był także przy wykorzystaniu systemu pomiarowego SAGA, TMSi o częstotliwości próbkowania 4000 Hz (Smit et al., 2024), Noraxon Inc o częstotliwości próbkowania 1200 Hz (Peham et al., 2001), Minisomno Myodata, Mazet Electronique (Robert et al., 2002) i z wykorzystaniem systemu pomiarowego ZB-150H, Nihon Kohden próbkującego sygnał z częstotliwością 1000 Hz (Takahashi et al., 2021). W przeprowadzonych przeze mnie badaniach dobrej jakości sygnał surowy uzyskano dla 5 z 6 odprowadzeń z wykorzystaniem systemu rejestrującego sygnał z częstotliwością 2000 Hz.

# 6.2.4 Rejestracja sygnału elektromiograficznego m. prostownika promieniowego nadgarstka

Aktywność m. prostownik promieniowego nadgarstka, którego funkcją jest prostowanie stawu nadgarstka i zginanie stawu łokciowego (Krysiak et al., 2011), rejestrowana była w stępie (Rankins et al., 2022; Zellner et al., 2017) i kłusie (Rankins et al., 2022; Smit et al., 2024), a także podczas w odpowiedzi na działanie impulsów elektrycznych u przytomnych koni (Spadavecchia et al., 2002). W przeprowadzonych przeze mnie badaniach dobrej jakości sygnał sEMG uzyskano dla wszystkich trzech odprowadzeń w stępie, kłusie i galopie. Rankins i wsp. (Rankins et al., 2022) zaprezentowali przykładową aktywność m. prostownika promieniowego nadgarstka w trakcie kłusa na bieżni. Zellner i wsp. (Zellner et al., 2017) także zaprezentowali przykładową aktywność mioelektryczną m. prostownika promieniowego

nadgarstka. Spadavecchia (Spadavecchia et al., 2002) przedstawili typowy zapis sygnału sEMG podczas odruchu cofania wywołanego przezskórną stymulacją elektryczną dla m. prostownika promieniowego nadgarstka dla różnej intensywności stymulacji. Rejestracja sygnału sEMG m. prostownika promieniowego nadgarstka była przeprowadzona za pomocą systemu pomiarowego Blue Sensor, NF–60–K/HC, Medicotest o częstotliwości próbkowania 1280 Hz (Spadavecchia et al., 2002), Telemyo Mini 16, Noraxon Inc o częstotliwości próbkowania 2000 Hz (Zellner et al., 2017), MR 3.14, Noraxon Inc o częstotliwości próbkowania 2000 Hz (Rankins et al., 2022) i SAGA, TMSi o częstotliwości próbkowania 4000 Hz (Smit et al., 2024). W przeprowadzonych przeze mnie badaniach rejestracja sygnału sEMG miała miejsce przy wykorzystaniu systemu pomiarowego rejestrującego sygnał z częstotliwością próbkowania 2000 Hz.

## 6.2.5 Rejestracja sygnału elektromiograficznego m. prostownika wspólnego palców

Sygnał sEMG z m. prostownika wspólnego palców, którego funkcją jest prostowanie stawu nadgarstka i stawów palcowych (Krysiak et al., 2011) rejestrowany był w kłusie (Smit et al., 2024), galopie (Takahashi et al., 2021) i pod wpływem stymulacji elektrycznej (Spadavecchia et al., 2002, 2003, 2004, 2005, 2010). W przeprowadzonych przeze mnie badaniach dobrej jakości sygnał sEMG zarejestrowano z wszystkich trzech odprowadzeń w stępie, kłusie i galopie. Spadavecchia i wsp. w każdym ze swoich badań przedstawili przykładowy surowy zapis stymulacji elektrycznej i jego zmiany w zależności od stosowanego napięcia prądu elektrycznego (Spadavecchia et al., 2002, 2003, 2004, 2005, 2010). Aktywność elektryczna m. prostownika wspólnego palców rejestrowana była przy pomocy systemu pomiarowego Blue Sensor, NF–60–K/HC, Medicotest o częstotliwości próbkowania w zakresie 1000–1280 Hz (Spadavecchia et al., 2002, 2003, 2004, 2010), SAGA, TMSi o częstotliwości próbkowania 4000 Hz (Takahashi et al., 2021). Rejestracja sygnału sEMG z n. prostownika wspólnego palców przeprowadzonych przeze mnie badaniach odbywała się z częstotliwością próbkowania 2000 Hz.

## 6.2.6 Rejestracja sygnału elektromiograficznego m. prostownika bocznego palców

M. prostownik boczny palców biorący udział w prostowaniu palca i stawu nadgarstka (Krysiak et al., 2011), badany był kłusie (Smit et al., 2024) i galopie (Takahashi et al., 2021) oraz pod wpływem stymulacji elektrycznej (Spadavecchia et al., 2002). Dobrej jakości zapis

sEMG w przeprowadzonych przeze mnie badaniach uzyskano w trzech podstawowych chodach. Spadavecchia (Spadavecchia et al., 2002) przedstawiła typowy zapis sygnału sEMG podczas odruchu cofania wywołanego przezskórną stymulacją elektryczną dla m. prostownika bocznego palców dla różnej intensywności stymulacji. Aktywność elektryczna tego mięśnia rejestrowana była przy pomocy systemu pomiarowego Blue Sensor, NF–60–K/HC, Medicotest o częstotliwości próbkowania 1028 Hz (Spadavecchia et al., 2002), SAGA, TMSi o częstotliwości próbkowania 4000 Hz (Smit et al., 2024) i ZB–150H, Nihon Kohden próbkującego sygnał z częstotliwością 1000 Hz (Takahashi et al., 2021). W przeprowadzonych przeze mnie badaniach rejestrację sygnału przeprowadzono z częstotliwością próbkowania 2000 Hz.

#### 6.2.7 Rejestracja sygnału elektromiograficznego m. zginacza łokciowego nadgarstka

Aktywność sEMG m. zginacza łokciowego nadgarstka badana była jedynie podczas pracy w kłusie (Smit et al., 2024) oraz w trakcie zginania stawu nadgarstka i prostowania stawu łokciowego (Krysiak et al., 2011). W niniejszych badaniach uzyskano dobrej jakości sygnał surowy w stępie, kłusie i galopie. Sygnał sEMG z m. zginacza łokciowego nadgarstka badany był przy użyciu systemu SAGA, TMSi o częstotliwości próbkowania 4000 Hz. W przeprowadzonych przeze mnie badaniach częstotliwość próbkowania sygnału wynosiła 2000 Hz.

#### 6.2.8 Rejestracja sygnału elektromiograficznego m. piszczelowego doczaszkowego

Sygnał elektromiograficzny m. piszczelowego doczaszkowego, którego główną funkcją jest zginanie stawów stępu (Payne et al., 2005), był wielokrotnie rejestrowany w odpowiedzi na stymulację elektryczną przez Spadavecchia (Spadavecchia et al., 2003, 2004, 2005), która przedstawiała także przykłady surowego zapisu sygnału sEMG. Aktywność elektryczna m. piszczelowego doczaszkowego rejestrowana była za pomocą systemu pomiarowego Blue Sensor, NF–60–K/HC, Medicotest, a dane rejestrowane były z częstotliwością sięgającą do 1280 Hz (Spadavecchia et al., 2003, 2004). W przeprowadzonych przeze mnie badaniach po raz pierwszy zzarejestrowano aktywność mioelektryczną m. piszczelowego doczaszkowego w stępie, kłusie i galopie z wykorzystaniem systemu pozwalającego na próbkowanie z częstotliwością sięgającą 2000 Hz.

#### 6.2.9 Rejestracja sygnału elektromiograficznego m. prostownika długiego palców

M. prostownik długi palców, którego funkcją jest prostowanie stawów palca i zginanie stawów stępu (Payne et al., 2005), badany był w stępie (Aman et al., 2018; Cheung et al., 1998; Crook et al., 2005), tuntington et al., 1991; Zaneb et al., 2009), kłusie (Aman et al., 2018; Cheung et al., 1998; Crook et al., 2010; Huntington et al., 1991; Smit et al., 2024; Zaneb et al., 2009) i galopie (Takahashi et al., 2021). Sygnał sEMG z m. prostownika długiego palców rejestrowany był przy użyciu systemów pomiarowych takich jak MS91a EMG system, Medelec Limited (Huntington et al., 1991), ATCodas Data Aquisition System, DATAQ Instruments Inc o częstotliwości próbkowania 500 Hz (Cheung et al., 1998), Minisomno Myodata, Mazet Electronique o częstotliwości próbkowania 1200 Hz (Robert et al., 1999), SAGA, TMSi o częstotliwości próbkowania 4000 Hz (Smit et al., 2024) i i ZB–150H, Nihon Kohden próbkującego sygnał z częstotliwością 1000 Hz (Takahashi et al., 2021). Również w przeprowadzonych przeze mnie badaniach uzyskano dobrej jakości sygnał sEMG w stęje, kłusie i galopie z wykorzystaniem systemu pomiarowego o częstotliwości próbkowania 2000 Hz

#### 6.2.10 Rejestracja sygnału elektromiograficznego m. dwugłowego uda

Aktywność sEMG m. dwugłowego uda była rejestrowana w stępie (Aman et al., 2018; Busse et al., 2021; Crook et al., 2010; S. L. George et al., 2022; Zaneb et al., 2009), klusie (Aman et al., 2018; Busse et al., 2021; Crook et al., 2010; S. L. George et al., 2022; Robert et al., 1999; Smit et al., 2024; L. St. George et al., 2023; Zaneb et al., 2009), galopie (Busse et al., 2021; L. St. George et al., 2019; L. B. St. George et al., 2023; Takahashi et al., 2021) i w trakcie skoku (L. St. George et al., 2021). George i wsp. (L. St. George et al., 2021) przedstawili surowy sygnał sEMG dla m. dwugłowego uda w trakcie galopu i skoku. Mięsień ten przy udziale głowy kregowej prostuje staw kolanowy i biodrowy, a przy udziale głowy miednicowej prostuje staw biodrowy i zgina staw kolanowy (Krysiak et al., 2011). M. dwugłowy uda bierze także udział w prostowaniu stawów stępu (Payne et al., 2005). W prowadzonych przeze mnie surowy sygnał sEMG spełniający kryteria identyfikacji pęczków aktywności zarejestrowano dla 13 z 14 badanych odprowadzeń. Rejestracja aktywności mioelektrycznej m. dwugłowego uda prowadzona była za pomocą Minisomno Myodata, Mazet Electronique o częstotliwości próbkowania 1200 Hz (Robert et al., 1999), elektromiografu powierzchniowego ZB-150H, Nihon Kohden o częstotliwości próbkowania 1000 Hz, Trigno, Delsys Inc o częstotliwości próbkowania w zakresie 2000-4000 Hz (S. L. George et al., 2022;

L. St. George et al., 2019, 2021, 2023; L. B. St. George et al., 2023), sEMG Analyzer software suite (BTS Bioengineering Corporation Quincy, MA) o nieznanej częstotliwości próbkowania (Busse et al., 2021) i dwóch nieznanych systemów o częstotliwości próbkowania 2000 Hz (Crook et al., 2010) i 1000 Hz (Aman et al., 2018). W przeprowadzonych przeze mnie badaniach wykorzystano system pomiarowy rejestrujący sygnał z częstotliwością 2000 Hz.

## 6.2.11 Rejestracja sygnału elektromiograficznego m. czworogłowego uda

Sygnał sEMG m. czworogłowego uda, którego funkcją jest prostowanie stawu kolanowego i zginanie stawu biodrowego (König & Liebich, n.d.; Payne et al., 2005) był rejestrowany w stępie (Aman et al., 2018; Crook et al., 2010) i kłusie (Aman et al., 2018; Crook et al., 2010; Robert et al., 1999; Smit et al., 2024). W niniejszych badań aktywność badanego mięśnia zarejestrowano z powodzeniem w stępie, kłusie i galopie. Sygnał sEMG m. czworogłowego uda rejestrowany był za pomocą system pomiarowego Minisomno Myodata, Mazet Electronique o częstotliwości próbkowania 1200 Hz (Robert et al., 1999), nieznanego systemu o częstotliwości próbkowania 1000 Hz (Aman et al., 2018) i systemu SAGA, TMSi o częstotliwości próbkowania 4000 Hz (Robert et al., 1999; Smit et al., 2024). W prowadzonych przeze mnie badaniach rejestrację sygnału sEMG przeprowadzono z częstotliwością próbkowania 2000 Hz.

#### 6.2.12 Rejestracja sygnału elektromiograficznego m. napinacza powięzi szerokiej

Aktywność elektromiograficzna m. napinacza powięzi szerokiej, aktywnego podczas zginania stawu biodrowego, prostowania stawu kolanowego i wysuwaniu kończyny miednicznej w trakcie wykroku (König & Liebich, n.d.; Payne et al., 2005), rejestrowana była w stępie (Aman et al., 2018), kłusie (Aman et al., 2018; Robert et al., 2002) i galopie (Takahashi et al., 2018). W prowadzonych przeze mnie badaniach zarejestrowano dobrej jakości surowy sygnał sEMG w stępie, kłusie i galopie z częstotliwością próbkowania 2000 Hz. M. napinacz powięzi szerokiej badany był za pomocą systemu pomiarowego Minisomno Myodata, Mazet Electronique o częstotliwości próbkowania 1200 Hz, przy wykorzystaniu elektromiografu powierzchownego ZB–150H, Nihon Kohden o częstotliwości próbkowania 4000 Hz (Smit et al., 2024).

#### 6.2.13 Rejestracja sygnału elektromiograficznego mm. pośladkowych

Mm. pośladkowe odpowiadające za prostowanie stawu biodrowego, cofanie i odwodzenie kończyny (Krysiak et al., 2011; Payne et al., 2005) rejestrowane były w stępie (Crook et al., 2010; S. L. George et al., 2022; Peham et al., 2001; Zaneb et al., 2009; Zsoldos et al., 2018), kłusie (Crook et al., 2010; S. L. George et al., 2022; Robert et al., 1999; Smit et al., 2024; L. B. St. George et al., 2023; Zaneb et al., 2009; Zsoldos et al., 2010), galopie (L. B. St. George et al., 2023; Takahashi et al., 2018), w trakcie skoku (L. St. George et al., 2021; L. St. George & Williams, 2013) i określonych ćwiczeń mobilizacyjnych wzmacniających mięśnie głębokie brzucha i pleców (Barsanti et al., 2021). Peham i wsp. (Peham et al., 2001) zaprezentował próbkę zmian z m. pośladkowego na bieżni w stępie i jego zmiany w zależności od rodzaju filtrowania sygnału. George i Williams (L. St. George & Williams, 2013) George i Williams (L. St. George & Williams, 2013) na zapisach surowym sygnałem sEMG przedstawili aktywność m. pośladkowego powierzchownego w różnych fazach podejścia skoku, skoku i lądowania. George i wsp. (L. St. George et al., 2021) przedstawili surowy sygnał sEMG dla m. pośladkowego średniego trakcie galopu i skoku.

Sygnał sEMG z m. pośladkowego powierzchownego rejestrowany był za pomocą systemu pomiarowego Trigno Delsys Inc o częstotliwości próbkowania 4000 Hz (L. St. George et al., 2019) i 2000 Hz (S. L. George et al., 2022; L. B. St. George et al., 2023). M. pośladkowy średni badany był z wykorzystaniem systemu Noraxon Inc o częstotliwości próbkowania 1200 Hz (Peham et al., 2001), Minisomno Myodata, Mazet Electronique o częstotliwości próbkowania 1200 Hz (Robert et al., 2002), nieznanym systemie o częstotliwości próbkowania 2000 Hz (Crook et al., 2010), ZB–150H, Nihon Kohden o częstotliwości próbkowania 1000 Hz (Takahashi et al., 2018), Trigno Delsys o nieznanej częstotliwości próbkowania (Zsoldos et al., 2018) i częstotliwości próbkowania 2088 Hz (L. St. George et al., 2021) oraz SAGA, TMSi o częstotliwości próbkowania 4000 Hz (Smit et al., 2024).

W niniejszych badaniach układ pomiarowy rejestrujący sygnał sEMG z częstotliwością próbkowania 2000 Hz umożliwił zarejestrowanie dobrej jakości surowego sygnału sEMG z 3 z 12 odprowadzeń zlokalizowanych powyżej mm. pośladkowych w stępie, kłusie i galopie.

## 6.2.14 Rejestracja sygnalu elektromiograficznego m. półścięgnistego

M. półścięgnisty, którego funkcją jest prostowanie stawu biodrowego, kolanowego i stawów stępu przy obciążonej kończynie i odwodzenie oraz zginanie stawu kolanowego przy odciążonej kończynie (König & Liebich, n.d.; Krysiak et al., 2011; Payne et al., 2005) badany

był w stępie (S. L. George et al., 2022; Rankins et al., 2022; Zaneb et al., 2009), kłusie (S. L. George et al., 2022; Rankins et al., 2022; Smit et al., 2024; Zaneb et al., 2009) i galopie (Takahashi et al., 2021). Jednak jedynie Rankins i wsp. (Rankins et al., 2022) zaprezentowali przykładowy surowy sygnał sEMG uzyskany z m. półścięgnistego w trakcie kłusa na bieżni. W prowadzonych przeze mnie badaniach zarejestrowano dobrej jakości surowy sygnał sEMG we wszystkich trzech chodach. Sygnał sEMG z m. półścięgnistego badany był przy pomocy systemu pomiarowego Minisomno Myodata, Mazet Electronique o częstotliwości próbkowania 1200 Hz (Robert et al., 1999), SEMG Analyzer Software Suite o niepodanej przez autora częstotliwości próbkowania (Busse et al., 2021), MR 3.14, Noraxon Inc o częstotliwości próbkowania 2000 Hz (Rankins et al., 2022), Trigno, Delsys Inc o częstotliwości próbkowania 2000 Hz (S. L. George et al., 2022; L. B. St. George et al., 2023) oraz SAGA, TMS i o częstotliwości próbkowania 4000 Hz (Smit et al., 2024). W prowadzonych przeze mnie badaniach rejestracji sygnału dokonano z częstotliwością próbkowania 2000 Hz.

## 6.2.15 Rejestracja sygnału elektromiograficznego z pozostałych badanych mięśni

W dostępnej literaturze nie opisano rejestracji sygnału sEMG m. podobojczykowego, m. nadgrzebieniowego, m. dwugłowego ramienia, m. prostownik łokciowy nadgarstka i m. półbłoniastego. W prowadzonych przeze mnie badaniach aktywność mioelektryczna tych mięśni została zarejestrowana po raz pierwszy prostej w stępie, kłusie i galopie przy użyciu systemu pomiarowego próbkującego z częstotliwością 2000 Hz. Prezentowany sygnał surowy może stanowić zapis referencyjny przydatny w prowadzeniu dalszych badań nad aktywnością mioelektryczną tych mięśni.

## 6.3 Lokalizacja elektrod wzdłuż przebiegu wybranych mięśni szkieletowych

Bazując na wytycznych rekomendowanych w protokołach SENIAM (Hermens et al., n.d.), ISEK i CEDE (Besomi et al., 2019) w medycynie ludzkiej, również w medycynie sportowej koni rekomendowano rejestrację sygnału sEMG nad brzuścem mięśnia w połowie długości odcinka pomiędzy obszarami ścięgnistymi (Beretta Piccoli et al., 2014; Rainoldi et al., 2004; Smit et al., 2024). Jednak do tej pory nie przeprowadzono optymalizacji lokalizacji elektrod w oparciu o cechy sygnału sEMG oraz cechy strukturalne mięśnia i ośrodka przewodzącego sygnał. Jedynie Smit i wsp. (Smit et al., 2024). wykorzystali badanie ultrasonograficzne do identyfikacji przyczepów wybranych mięśni i wyznaczyli linie przebiegu mięśni orientacyjne dla umieszczania elektrod. Dopiero w niniejszej pracy zaprezentowano

rekomendacje dotyczące lokalizacji elektrod oparte o kryteria funkcjonalne i strukturalne. W niniejszych badaniach, zgodnie z dotychczasowymi rekomendacjami pary elektrod były umieszczane zgodnie z kierunkiem przebiegu włókien mięśniowych z pominięciem granic mięśni (Besomi et al., 2019). Umieszczenie pary elektrod monopolarnych lub elektrod wzdłuż przebiegu mięśnia zapewnia rejestrację bipolarnych sygnału najbardziej reprezentatywnego dla badanego mięśnia. Jako pierwszy badania nad optymalną lokalizacją elektrod u koni w kłusie rozpoczął Smit i wsp. (Smit et al., 2024). Do tego czasu położenie elektrod względem poszczególnych mięśni było wynikiem dowolnej decyzji zespołów badawczych prowadzących rejestrację sEMG (S. L. George et al., 2022). W prowadzonych dotychczas badaniach na podkreślenie zasługuje znaczna rozbieżność w lokalizacji elektrod lub brak informacji o lokalizacji elektrod (Valentin & Zsoldos, 2016) co stanowi istotne ograniczenie dla powtarzalności i odtwarzalności pomiarów oraz drugą przeszkodę w porównywaniu wyników uzyskiwanych przez różne zespoły badawcze. W poniższych podrozdziałach zamieszczono dotychczasowe lokalizacje elektrod w układach pomiarowych wykorzystywanych do rejestracji sygnału sEMG dla kolejnych mięśni.

#### 6.3.1 Lokalizacja elektrod wzdłuż przebiegu m. podgrzebieniowego

M. podgrzebieniowy zlokalizowany jest na bocznej powierzchni kończyny piersiowej w dole podgrzebieniowym łopatki. W badaniach prowadzonych przez Takahashi i wsp. (Takahashi et al., 2020) sygnał sEMG z m. podgrzebieniowego rejestrowany był doogonowo od grzebienia łopatki bez uściślenia konkretnej lokalizacji. Według prowadzonych przeze mnie badań optymalna lokalizacja elektrod powierzchniowych dla rejestracji sygnału sEMG dla omawianego mięśnia znajduje się w połowie długości jego brzuśca. Miejsce to charakteryzuje większa wartość bezwzględna i czystość sygnału przy średniej zmienności sygnału i grubości mięśnia oraz braku różnic w grubości ośrodka przewodzącego sygnał. Lokalizacja ta jest łatwo identyfikowalna ze względu na łatwe do zlokalizowania miejsca przyczepu omawianego mięśnia i fakt, że mięsień ten leży na powierzchni bocznej łopatki ograniczony w swojej górnej granicy przez łatwy do znalezienia w badaniu palpacyjnym grzebień łopatki.

## 6.3.2 Lokalizacja elektrod wzdłuż przebiegu m. naramiennego

W przypadku m. naramiennego elektrody umieszczane były w 1/3 długości linii łączącej guzowatość naramienna kości ramiennej do kąta doogonowego łopatki, równolegle do grzebienia łopatki (Takahashi et al., 2020). W badaniu prowadzonym przez Smit i wsp. nie

udało się wyznaczyć wspólnej strefy bezpiecznego pomiaru dla m. naramiennego (Smit et al., 2024). W innych badaniach dokładna lokalizacja elektrod nie została podana (Colborne et al., 2001; Levionnois et al., 2010; Spadavecchia et al., 2010). Według prowadzonych przeze mnie badań optymalna lokalizacja elektrod dla m. naramiennego znajduje się w okolicy części dalszej brzuśca mięśnia i wynika z większej wartości bezwzględnej i zmienności sygnału rejestrowanego w tej okolicy oraz większej grubość mięśnia w miejscu rejestracji przy braku różnic w czystości sygnału i grubości ośrodka przewodzącego sygnał. Przyczep bliższy tego mięśnia zlokalizowany jest na grzebieniu łopatki, a przyczep dalszy na guzowatości naramiennej kości ramiennej. Ze względu na słabo wyrażony i spłaszczony kształt mięśnia, a także jego przebieg w towarzystwie innych mięśni dla potwierdzenia jego lokalizacji wskazane jest przeprowadzenie badania ultrasonograficznego.

## 6.3.3 Lokalizacja elektrod wzdłuż przebiegu m. trójgłowego ramienia

W dotychczasowych publikacjach elektrody pomiarowe dla rejestracji aktywności mioelektrycznej m. trójgłowego ramienia zlokalizowane były w połowie długości brzuśca (Robert et al., 2002), 1/3 odległości od wyrostka łokciowego kości łokciowej (Peham et al., 2001), powyżej łokcia w jednej linii z punktem barku (L. St. George & Williams, 2013), w połowie długości brzuśca i około 5 cm doczaszkowo od linii łączącej wyrostek łokciowy kości łokciowej i najbliższy punkt grzebienia łopatki (S. L. George et al., 2022; L. St. George et al., 2023). Autorzy umieścili elektrody nad brzuścem mieśnia równolegle do przebiegu włókien mięśniowych, nad głową długą mięśnia nie podając konkretnych punktów anatomicznych (L. St. George et al., 2021). Według Smit i wsp. (Smit et al., 2024) wspólna strefa bezpiecznego pomiaru dla głowy bocznej m. trójgłowego ramienia jest 56,0-67,5% odległości pomiędzy częścią doczaszkową guzka większego kości ramiennej i wyrostkiem łokciowym kości łokciowej, a dla głowy długiej m. trójgłowego ramienia 43,5-53,5% odległości pomiędzy kątem doogonowym łopatki, a wyrostkiem łokciowym kości łokciowej. Z prowadzonych przeze mnie badań wynika, że optymalną lokalizacją elektrod dla m. trójgłowego ramienia jest okolica części bliższej brzuśca mięśnia w okolicy doogonowego kąta łopatki. W tej lokalizacji pomimo mniejszej grubości mięśnia, sygnał charakteryzuje większa wartość bezwzględna, zmienność i czystość w porównaniu do pozostałych lokalizacji. Mięsień ten jest łatwo identyfikowalny ze względu na charakterystyczne położenie w trójkącie utworzonym przez łopatkę, kość ramienną i wyrostek łokciowy kości łokciowej, a lokalizacja optymalnego miejsca położenia elektrod łatwa do znalezienia w okolicy najwyższego punktu dobrze

wyrażonej linii mięśnia trójgłowego ramienia.

#### 6.3.4 Lokalizacja elektrod wzdłuż przebiegu m. prostownika promieniowego nadgarstka

W celu pomiaru sygnału sEMG m. prostownika promieniowego nadgarstka w dotychczaowych badaniach opisywano umieszczone elektrod nad brzuścami mięśnia (Spadavecchia et al., 2002), w połowie długości brzuśca mięśnia (Rankins et al., 2022) i na wysokości stawu ramiennego (Zellner et al., 2017). W badaniu prowadzonym przez Smit i wsp. (Smit et al., 2024) nie udało się wyznaczyć wspólnej strefy bezpiecznego pomiaru dla m. prostownika promieniowego nadgarstka. W przeprowadzonych przeze mnie badaniach optymalna lokalizacja m. prostownika promieniowego nadgarstka położona jest w okolicy połowy długości jego brzuśca. Miejsce to jest łatwo identyfikowalne ze względu na dobrze wyrażony brzusiec mięśnia zlokalizowany na doczaszkowej powierzchni przedramienia.

## 6.3.5 Lokalizacja elektrod wzdłuż przebiegu m. prostownika wspólnego palców

Wspólna strefa bezpiecznego pomiaru dla m. prostownika wspólnego palców wyznaczona przez Smit i wsp. (Smit et al., 2024) to 30,0–43,5% odległości pomiędzy boczną stroną guzowatości kości promieniowej, a wyrostkiem rylcowatym bocznym kości promieniowej. W badaniach prowadzonych przez innego autora elektrody umieszczone zostały nad brzuścami mięśnia bez podania ich konkretnej lokalizacji (Spadavecchia et al., 2002, 2003, 2004, 2010). W przeprowadzonych przeze mnie badaniach za optymalną lokalizację dla omawianego mięśnia uznano okolicę połowy długości jego brzuśca, charakteryzującą się większą wartością bezwzględną i zmiennością sygnału, a także wysoką czystością sygnału. Mięsień ten jest łatwo identyfikowalny ze względu na dobrze wyrażony brzusiec położony na doczaszkowo–bocznej stronie przedramienia, doogonowo od mięśnia prostownika promieniowego nadgarstka.

## 6.3.6 Lokalizacja elektrod wzdłuż przebiegu m. prostownika bocznego palców

Wspólna strefa bezpiecznego pomiaru dla m. prostownika bocznego palców w kończynie miednicznej wyznaczona przez Smit i wsp. (Smit et al., 2024) to 26,0–32,0% odległości pomiędzy kłykciem bocznym kości piszczelowej, a bloczkiem kości skokowej. W dotychczasowych badaniach elektrody dla rejestracji aktywności mioelektrycznej m. prostowniku bocznym palców umieszczone zostały nad brzuścem mięśnia bez podania dokładnej lokalizacji (Spadavecchia et al., 2002). W przeprowadzonych przeze mnie badaniach
za optymalną lokalizację m. prostownika bocznego palców uznano środek brzuśca mięśnia. Mięsień ten jest niewielkim mięśniem, którego lokalizacji najłatwiej można dokonać znajdując lepiej wyrażone, większe brzuśce mięśnia prostownika wspólnego palców zlokalizowanego doczaszkowo i m. prostownika łokciowego nadgarstka zlokalizowanego doogonowo od omawianego mięśnia. Ze względu na jego małe rozmiary i mniej oczywistą lokalizację w porównaniu do innych mięśni przedramienia w razie wątpliwości przebieg mięśnia można potwierdzić za pomocą badania ultrasonograficznego.

#### 6.3.7 Lokalizacja elektrod wzdłuż przebiegu m. zginacza łokciowego nadgarstka

Smit i wsp. (Smit et al., 2024) za wspólną strefę bezpiecznego pomiaru dla m. zginacza łokciowego nadgarstka uznali 39–42% odległości pomiędzy guzowatością kości promieniowej, a kości nadgarstka dodatkową. W przeprowadzonych przeze mnie badaniach za optymalną lokalizację elektrod dla m. zginacza łokciowego nadgarstka uznano część dalszą brzuśca mięśnia, sygnał w tej lokalizacji charakteryzował się większą wartość bezwzględną i zmiennością sygnału w porównaniu do odprowadzenia zlokalizowanego w okolicy jego części dalszej. Miejsce to charakteryzuje także większa grubość mięśnia, przekładająca się na bardziej trwały kontakt elektrod z powierzchnią badanego mięśnia. Mięsień ten zlokalizowany jest na doogonowo–przyśrodkowej powierzchni przedramienia, a lokalizacja optymalnego miejsca pomiaru znajdująca się w dystalnej części mięśnia jest łatwa do zidentyfikowania przez lokalizację przyczepu dalszego na kości dodatkowej nadgarstka.

## 6.3.8 Lokalizacja elektrod wzdłuż przebiegu m. piszczelowego doczaszkowego

W dotychczasowych badaniach sygnał sEMG m. piszczelowego doczaszkowego rejestrowany był nad brzuścem mięśnia bez podania dokładnej lokalizacji (Spadavecchia et al., 2003, 2004). W przeprowadzonych przeze mnie badaniach za optymalną lokalizacje dla m. piszczelowego doczaszkowego uznano połowę długości jego brzuśca. Mięsień ten zlokalizowany jest na doczaszkowej powierzchni kości piszczelowej bezpośrednio pod skórą, a jego brzusiec jest łatwo dostępny do badania palpacyjnego.

## 6.3.9 Lokalizacja elektrod wzdłuż przebiegu m. prostownika długiego palców

W dotychczasowych badaniach elektrody dla rejestracji aktywności mioelektrycznej m. prostownika długiego palców zlokalizowane były w połowie długości brzuśca (Crook et al., 2010; Robert et al., 1999). Dokładna lokalizacja elektrod nie została podana (Aman et al., 2018; Cheung et al., 1998; Huntington et al., 1991). Wspólna strefa bezpiecznego pomiaru dla m. prostownika długiego palców wyznaczona przez Smit i wsp. (Smit et al., 2024) to 42–50% długości pomiędzy guzowatością kości piszczelowej, a boczną krawędzią bloczka kości skokowej. W przeprowadzonych przeze mnie badaniach za optymalną lokalizacje m. prostownika długiego palców na podstawie uwzględnianych kryteriów uznano część dalszą brzuśca mięśnia. Mięsień zlokalizowany jest na doczaszkowo–bocznej stronie kończyny miednicznej i ze względu na swój przebieg w bruździe prostowniczej kości piszczelowej jest łatwo dostępny do badania palpacyjnego.

#### 6.3.10 Lokalizacja elektrod wzdłuż przebiegu m. dwugłowego uda

Dotychczasowe pomiary na m. dwugłowego uda prowadzone były w jego górnej 1/3 wysokości (Takahashi et al., 2018), w połowie długości brzuśca (Crook et al., 2010; Robert et al., 1999), w połowie odległości między krętarzem trzecim kości udowej, a rzepką i w przybliżeniu 9 cm doczaszkowo od doczaszkowej krawędzi m. półścięgnistego (L. St. George et al., 2019), w połowie odległości między krętarzem większym kości udowej i rzepką, 12–18 cm doczaszkowo od doczaszkowej krawędzi m. półscięgnistego (S. L. George et al., 2022; L. St. George et al., 2023). Autorzy umieścili elektrody na głowie kręgowej mięśnia, nie podając dokładnych punktów anatomicznych lokalizacji (L. St. George et al., 2021), autorzy nie podali żadnych informacji poza lokalizacją mięśnia (Aman et al., 2018; Busse et al., 2021). Smit i wsp. (Smit et al., 2024) za wspólną strefę bezpiecznego pomiaru uznali 24–37% odległości pomiędzy częścią doogonową krętarza wielkiego kości udowej, a kłykciem bocznym kości piszczelowej i głową kości strzałkowej. W przeprowadzonych przeze mnie nas badaniach za optymalną lokalizację elektrod dla m. dwugłowego uda uznano obszar w okolicy odnogi środkowej mięśnia zmierzający do rzepki odpowiadający czujnikowi cz10.

## 6.3.11 Lokalizacja elektrod wzdłuż przebiegu m. czworogłowego uda

Aktywność sEMG m. czworogłowego uda (m. obszerny boczny) rejestrowana była dotąd w połowie długości brzuśca (Crook et al., 2010; Robert et al., 1999) Smit i wsp. (Smit et al., 2024) za wspólną strefę bezpiecznego pomiaru dla m. czworogłowego uda (m. obszerny boczny) uznał 45–50% odległości pomiędzy krętarzem większym kości udowej, a brzegiem doczaszkowym kości piszczelowej. Autorzy nie podali żadnej lokalizacji poza nazwą mięśnia (Aman et al., 2018). W przeprowadzonych przeze mnie badaniach za optymalną lokalizację omawianego mięśnia uznano okolicę części dalszej brzuśca mięśnia biorąc pod uwagę, że

przyczep dalszy mięśnia znajduje się na rzepce i guzowatości kości piszczelowej, a więc łatwo identyfikowalnej strukturze kostnej.

## 6.3.12 Lokalizacja elektrod wzdłuż przebiegu m. napinacza powięzi szerokiej

Sygnał sEMG m. napinacza powięzi szerokiej rejestrowany był dotąd tuż pod guzem biodrowym z elektrodami umiejscowionymi równolegle do przebiegu włókien mięśniowych (Takahashi et al., 2018), w połowie długości brzuśca (Robert et al., 1999, 2002). Autorzy nie podali lokalizacji elektrod w obrębie mięśnia (Aman et al., 2018). Mięsień ten ma płaski kształt i zlokalizowany jest na boczno–doczaszkowej stronie kończyny miednicznej tworząc przednią granicę mięśni uda. W przeprowadzonych przeze mnie badaniach za optymalną lokalizację elektrod dla omawianego mięśnia uznano środek jego doczaszkowej granicy, znajdujący się w połowie długości linii łączącej przyczep bliższy omawianego mięśnia na guzie biodrowym z fałdem kolanowym. Ze względu na charakterystyczne położenie identyfikacja wskazanej optymalnej lokalizacji dla elektrod nie powinna stanowić problemu.

# 6.3.13 Lokalizacja elektrod wzdłuż przebiegu mm. pośladkowych

Sygnał sEMG z m. pośladkowego średniego rejestrowany był w 1/3 długości pomiędzy guzem biodrowym do nasady ogona (Takahashi et al., 2018), w połowie długości brzuśca mięśnia (Crook et al., 2010; Robert et al., 1999, 2002), 10 cm dystalnie na linii łączącej bliższy przyczep m. pośladkowego średniego w kierunku krętarza wiekszego kości udowej (Peham et al., 2001). Autorzy umieścili elektrody nad mięśniem nie podając dokładnej lokalizacji elektrod (L. St. George et al., 2021). Z kolei Zsoldos i wsp. (Zsoldos et al., 2018) umieścili elektrody w punkcie centralnym mięśnia, bocznie i przyśrodkowo od tego punktu. Smit i wsp. (Smit et al., 2024) za wspólną strefę bezpiecznego pomiaru dla mm. pośladkowego średniego uznali 32-35% odległości pomiędzy wyrostkiem kolczystym czwartego kregu ledźwiowego i guzem kulszowym. Lokalizacja elektrod dla m. pośladkowego powierzchownego wskazana była jako odległość jednej dłoni za biodrem (L. St. George & Williams, 2013), doczaszkowo od krętarza większego na wysokości połowy długości linii pomiędzy guzem krzyżowym i krętarzem większym kości udowej (S. L. George et al., 2022; L. St. George et al., 2023). Knaggs i wsp. (Knaggs et al., 2022) na podstawie lokalizacji orientacyjnych punktów kostnych guza biodrowego. krzyżowego i kulszowego wyznaczyli położenie m. pośladkowego powierzchownego, a następnie umieścili elektrody na powierzchni skóry nad brzuścem mięśnia. Ponieważ mięsień pośladkowy powierzchowny i mięsień pośladkowy średni w części

swojego przebiegu zrastają się ze sobą, a m. pośladkowy powierzchowny pokrywa znaczną część m. pośladkowego średniego w niniejszej pracy są traktowane jako jedna jednostka funkcjonalna. Rejestracja sygnału sEMG z omawianych mięśni stanowiła duże wyzwanie, a kryteria identyfikacji pęczków aktywności spełniało zaledwie 3 z 12 odprowadzeń. W przeprowadzonych przeze mnie badaniach za optymalną lokalizację elektrod dla mięśni pośladkowych uznano okolice doogonowej części jego brzuśca. Miejsce to charakteryzowała większa zmienność i czystość sygnału rejestrowanego oraz większa grubość mięśnia w miejscu rejestracji sygnału przy braku różnic w wartości bezwzględnej sygnału oraz grubości ośrodka przewodzącego sygnał w porównaniu do pozostałych rozważanych lokalizacji odprowadzeń. Ze względu na obecność innych mięśni, których granice są słabo zaznaczone i płynnie przechodzą na siebie w badanej okolicy w przypadku wątpliwości co do lokalizacji granic mięśnia wskazane jest kontrolne badanie USG.

## 6.3.14 Lokalizacja elektrod wzdłuż przebiegu m. półścięgnistego

Aktywność sEMG dla m. półścięgnistego rejestrowana była w połowie długości brzuśca (Rankins et al., 2022; Robert et al., 1999), w połowie odległości między guzem kulszowym i doogonową powierzchnią stawu udowo–piszczelowego (S. L. George et al., 2022; L. St. George et al., 2023). Według Smit i wsp. (Smit et al., 2024) wspólną bezpieczną strefą pomiaru dla m. półścięgnistego jest 27–50% odległości pomiędzy guzem kulszowym, a przyczepem bliższym m. smukłego. Busse i wsp. (Busse et al., 2021) nie podali dokładnej lokalizacji elektrod. W przeprowadzonych przeze mnie badaniach optymalna lokalizacja elektrod wzdłuż przebiegu m. półścięgnistego zaproponowana na podstawie przeprowadzonych badań to okolica części dalszej brzuśca mięśnia w okolicy guza piętowego. Lokalizacja ta ze względu na swoje charakterystyczne położenie nie jest trudna do zlokalizowania.

# 6.3.15 Lokalizacja elektrod wzdłuż przebiegu pozostałych badanych mięśni

Wcześniej nie wykonywano rejestracji sygnału sEMG z m. podobojczykowego, m. nadgrzebieniowego, m. dwugłowego ramienia, m. prostownik łokciowy nadgarstka i m. półbłoniastego w związku z tym żaden z autorów nie wskazał proponowanej lokalizacji elektrod dla wspomnianych mięśni.

M. podobojczykowy chociaż topograficznie zaliczany jest do mięśni klatki piersiowej, funkcjonalnie związany jest z kończyną piersiową. Ma on kształt wąskiego pasma, które dostępne jest do badania palpacyjnego przed doczaszkową krawędzią łopatki. Za optymalną lokalizację elektrod dla m. nadgrzebieniowego uznano połowę dostępnej do badania długości jego brzuśca.

Za optymalną lokalizację elektrod dla m. nadgrzebieniowego uznano połowę długości jego brzuśca. Ze względu na charakterystyczną lokalizację w dole nadgrzebieniowym łopatki z dolną granicą wyznaczoną przez grzebień łopatki identyfikacja brzuśca mięśnia, a tym samym lokalizacji elektrod nie powinna stanowić problemu.

M. dwugłowy ramienia wbrew nazwie jest mięśniem jednogłowym i rozpoczyna się na guzku nadpanewkowym łopatki, przebiegając w bruździe międzyguzkowej kości ramiennej, w dalszym przebiegu kieruje się na przednio–przyśrodkową stronę kości ramiennej, gdzie nie jest dostępny do badania sEMG. Za optymalną lokalizację elektrod dla m. dwugłowego ramienia uznano część bliższą brzuśca mięśnia. W przypadku wątpliwości co do jego przebiegu zalecane jest wykonanie badania USG w celu lokalizacji jego przyczepu bliższego.

Za optymalną lokalizację elektrod dla m. prostownika łokciowego nadgarstka uznano część dalszą brzuśca mięśnia. Mięsień ten występuje na granicy powierzchni prostowniczej i zginaczowej przedramienia, a przyczep dalszy mięśnia stanowi dostępna do badania palpacyjnego kość nadgarstka dodatkowa.

M. półbłoniasty zlokalizowany jest na doogonowo–przyśrodkowej powierzchni uda. Za optymalną lokalizację elektrod dla m. półbłoniastego uznano połowę długości jego brzuśca pomiędzy przyczepem bliższym na guzie kulszowym i doogonową powierzchnią stawu udowo–piszczelowego.

# 6.4 Cechy sygnału elektromiograficznego wybranych mięśni szkieletowych

Trudności, a czasami zupełny brak możliwości porównania poszczególnych badań sEMG wynika również z rozbieżności w przetwarzaniu sygnału, analizy różnych cech sygnału sEMG oraz analizy tych samych cech sygnału w różnych chodach lub podczas wykonywania różnych ćwiczeń dynamicznych. Według badań Valentin i Zsoldos (Valentin & Zsoldos, 2016) spośród 38 badań dotyczących sEMG opis przetwarzania sygnału został w pełni podany zaledwie w 9 publikacjach, częściowo podany w 26 publikacjach, a w 3 badaniach nie został podany wcale. Jak udowodniła George i wsp. (L. St. George et al., 2019) badając 4 różne metody przetwarzania sygnału, rodzaj przeprowadzonej obróbki i zastosowanych filtrów ma duży wpływ na wynik końcowej analizy sygnału, a tym samym wyciągnięte z badania wnioski. Z tego względu porównywanie cech sygnału pomiędzy poszczególnymi badaniami powinno odbywać się w porównywalnym, a najlepiej tym samym układzie pomiarowym – oddzielnie

dla pomiarów z wykorzystaniem elektrod monopolarnych i bipolarnych (Valentin & Zsoldos, 2016). Elektrody powinny znajdować się w zbliżonej, a najlepiej tej samej lokalizacji, która w każdym wypadku powinna zostać potwierdzona badaniem ultrasonograficznym (Smit et al., 2024; Zsoldos et al., 2018). Przetwarzanie sygnału sEMG powinno odbywać się w ten sam sposób (L. St. George et al., 2018, 2019), a uzyskiwane cechy sygnału powinny być definiowane w ten sam sposób. W poniższych podrozdziałach zamieszczono metody przetwarzania sygnału oraz badane cechy sygnału wykazując znaczną rozbieżność w stosowanych protokołach badawczych. Różnice te stanowią trzecią przeszkodę w wymianie doświadczeń klinicznych i wyników badań podstawowych pomiędzy zespołami badawczymi.

### 6.4.1 Cechy sygnału elektromiograficznego m. podgrzebieniowego

Sygnał sEMG m. podgrzebieniowego rejestrowany był przez Takahashi i wsp. (Takahashi et al., 2020) w kłusie i galopie. Zebrane dane były filtrowane za pomocą filtra środkowoprzepustowego (30-500 Hz). Cechy sygnału poddane analizie obejmowały iEMG [mV x s] i MF [Hz]. W tych badaniach spadek wartości iEMG autor wiązał z przejściem do niższego chodu lub wystąpieniem zmęczenia. Ze względu na podobny sposób przetwarzania sygnału i wykorzystanie filtra środkowoprzepustowego 40-450 Hz w przeprowadzonych przeze mnie badaniach możliwe jest porównanie cech sygnału pomiędzy badaniami. W niniejszych badaniach nie stwierdzono różnic w wartościach iEMG dla kłusa i galopu, ale wykazano, że wartości te były mniejsze dla stępa. Różnica ta może wynikać z faktu, że w niniejszych badaniach konie galopowały z mniejszą prędkością narzuconą przez osobę je prowadzącą, a w badaniach Takahashi i wsp. konie galopowały na bieżni z maksymalną możliwą prędkością. Takahashi i wsp. (Takahashi et al. 2020) stwierdzili także, że MF dla poszczególnych chodów jest ujemnie skorelowany z czasem trwania pęczków aktywności, może jednak ulec nagłej zmianie w przypadku zmiany nogi prowadzącej w galopie, którą ciężko kontrolować w trakcie szybkiego galopu na bieżni. W niniejszych badaniach nie stwierdzono zmian nogi w galopie podczas ruchu w ręce.

## 6.4.2 Cechy sygnału elektromiograficznego m. naramiennego

Analiza sygnału sEMG m. naramiennego przeprowadzona przez Colborne i wsp. (Colborne et al., 2001) uwzględniała filtrację z wykorzystaniem filtar środkowoprzepustowego (30–1000 Hz) oraz ekstrakcję MF [Hz]. Inny zespół badawczy badając ten sam mięsień analizował sygnał surowy oraz cechy sygnału takie jak A [ $\mu$ V] i RMS [ $\mu$ V] (Levionnois et al., 2010). Kolejny zespół badawczy poddał analogiczny sygnał filtracji środkowoprzepustowej

w zakresie 7–200 Hz oraz analizie opartej o cechy sygnału takie jak NWR [mA] i RMS [ $\mu$ V] (Spadavecchia et al., 2010). Z kolei Smit i wsp. (Smit et al., 2024) po filtracji sygnału filtrem środkowoprzepustowym (40–450 Hz) analizował cechy sygnału takie jak SNR [dB] i iEMG [ $\mu$ V x s]. Omawiane cechy sygnału wyekstrahowane zostały z zapisów przeprowadzonych w kłusie i galopie, a także pod wpływem stymulacji nerwu bodźcem elektrycznym. W przeprowadzonych przeze mnie badaniach po przetworzeniu sygnału za pomocą filtra środkowoprzepustowego 40–450 Hz wyekstrahowaliśmy następujące cechy sygnału sEMG dla stępa, kłusa i galopu: amplituda, RMS, czas trwania, iEMG, MF, SNR.

#### 6.4.3 Cechy sygnału elektromiograficznego m. trójgłowego ramienia

Sygnał sEMG m. trójgłowego ramienia rejestrowany był wielokrotnie przez ten sam zespół badawczy (S. L. George et al., 2022; L. St. George et al., 2021; L. B. St. George et al., 2023). Autorzy zarejestrowany sygnał filtrowali za pomocą opracowanej przez siebie metody – filtra górnoprzepustowego o częstotliwości granicznej 4 Hz i filtra dolnoprzepustowego częstotliwości granicznej 450 Hz. Końcowej analizie poddawano cechy sygnału takie jak amplituda [µV], czas trwania pęczków aktywności [s] (L. St. George et al., 2021; L. B. St. George et al., 2023), ARV [%], oraz D/stride D [%] (S. L. George et al., 2022). Sygnał sEMG m. trójgłowego ramienia był również analizowany jako surowy (Peham et al., 2001; Robert et al., 2002) lub poddawany filtracji przy zastosowaniu filtra środkowoprzepustowego (40-450 Hz) (Smit et al., 2024) i filtra dolnoprzepustowego (10 Hz) (Peham et al., 2001). Analizie poddawano cechy sygnału takie jak SNR [dB] (Peham et al., 2001; Smit et al., 2024), iEMG [µV x s] (Robert et al., 2002; Smit et al., 2024) i D/ stride D [%] (Robert et al., 2002). Ze względu na pełnione funkcje i łatwą dostępność do badania sEMG cechy sygnału omawianego mięśnia były badane przez wiele zespołów badawczych w stępie, kłusie i galopie. W przeprowadzonych przeze mnie badaniach analizowaliśmy amplitude, RMS, czas trwania, iEMG, MF i SNR dla badanego mięśnia w trzech podstawowych chodach. Amplituda sygnału w kłusie i galopie były większe w porównaniu do stępa, a czas trwania pęczków aktywności był większy dla stępa niż dla kłusa i galopu, co odzwierciedla ogólną zmienność tych cech sygnału związaną ze zmianą chodu na wyższy dla większości przebadanych mięśni. RMS i iEMG były większe w kłusie i mniejsze w stępie w porównaniu z galopem. SNR w stępie był mniejszy niż w galopie i kłusie, co wynika z mniejszych zakłóceń w obrębie niższych chodów i odzwierciedla ogólną zależność dla większości pozostałych przebadanych w tym badaniu mięśni.

#### 6.4.4 Cechy sygnału elektromiograficznego m. prostownika promieniowego nadgarstka

Sygnał sEMG m. prostownika promieniowego nadgarstka był w dotychczasowych badaniach fitrowany za pomocą filtra środkowoprzepustowego (7–200 Hz) (Spadavecchia et al., 2002), dolnoprzepustowego (10 Hz) i filtra środkowoprzepustowego (40–450 Hz) (Rankins et al., 2022; Smit et al., 2024). Cechami sygnału poddawanego analizie były NWR [mA] (Spadavecchia et al., 2002), amplituda [mV] (Zellner et al., 2017), ARV [%], MF [Hz] (Rankins et al., 2022), SNR [dB] i iEMG [µV x s] (Smit et al., 2024). W przeprowadzonych przeze mnie badaniach po zastosowaniu filtracji środkowoprzepustowej (40–450 Hz) analizie poddawano amplitudę, RMS, czas trwania, iEMG, MF i SNR sygnału sEMG. W obrębie badanego mięśnia przejście do wyższego chodu wiązało się ze wzrostem amplitudy, RMS sygnału i skróceniem czasu trwania pęczków aktywności. iEMG było większe w kłusie i galopie w porównaniu do stępa. SNR było mniejsze w stępie w porównaniu do kłusa i galopu, co może być związane z mniejszą ilością artekaktów ruchowych generowanych w stępie.

## 6.4.5 Cechy sygnału elektromiograficznego m. prostownika wspólnego palców

Sygnał sEMG m. prostownika wspólnego palców poddawany był dotąc filtracji z wykorzystaniem filtra środkowoprzepustowego (7–200 Hz) a następnie analizie pod kątem cech sygnału takich jak NWR [mA] (Spadavecchia et al., 2002, 2003, 2004, 2010) i RMS [ $\mu$ V] (Spadavecchia et al., 2004, 2010). Inny zespół badawczy przetwarzał sygnał sEMG tego mięśnia z wykorzystaniem filtracji środkowoprzepustowej (40–450 Hz), a następnie analizowany w zakresie SNR [dB] i iEMG [ $\mu$ V x s] w kłusie (Smit et al., 2024). Również w niniejszym badaniu sygnał poddawany był filtracji szerokopasmowej w zakresie 40–450 Hz, a analiza obejmowała, poza dotychczas analizowanymi, również amplitudę, czas trwania pęczków aktywności i MF. Amplituda, RMS i iEMG były większe w galopie, a mniejsze w stępie w porównaniu do kłusa. Czas trwania pęczków aktywności w stępie i kłusie był dłuższy niż w galopie. MF była większaw stępie w porównaniu do kłusa i galopu. SNR był mniejszy w stępie i większy w galopie w porównaniu do kłusa. Podobnie jak w przypadku m. prostownika promieniowego nadgarstka odnotowano niższy SNR w stępie w porównaniu do wyższych chodów mógł być związany z mniejszą liczbą artefaktów ruchowych.

#### 6.4.6 Cechy sygnału elektromiograficznego m. prostownika bocznego palców

W dotychczasowych badaniach sygnał sEMG m. prostownika bocznego palców poddawany był filtracji z wykorzystaniem filtra środkowoprzepustowego (7–200 Hz) (Spadavecchia et al., 2002) lub środkowoprzepustowego (40–450 Hz) (Smit et al., 2024), a analizie poddawano cechy sygnału takie jak NWR [mA] (Spadavecchia et al., 2002), SNR [dB] i iEMG [µV x s] (Smit et al., 2024). W przeprowadzonym przeze mnie badaniach po filtracji szerokopasmowej w zakresie 40–450 Hz, poza dotychczas badanymi cechami, analizowano również amplitudę, RMS, czas trwania pęczków aktywności i MF. W niniejszych badaniach amplituda i RMS były większe w kłusie i galopie w porównaniu do stępa. Czas trwania pęczków aktywności był krótszy w galopie w porównaniu do stępa i kłusa. iEMG było większe w galopie, a mniejsze w stępie w porównaniu do kłusa. Nie stwierdzono natomiast różnic w MF i SNR dla wszystkich trzech analizowanych chodów

## 6.4.7 Cechy sygnału elektromiograficznego m. zginacza łokciowego nadgarstka

Aktywność mioelektryczną m. zginacza łokciowego nadgarstka badał dotąd tylko jeden (Smit et al., 2024), który filtrował sygnał Ζ wykorzystaniem autor filtra środkowoprzepustowego (40-450 Hz), a następnie analizował SNR [dB] i iEMG [µV x s]. W przeprowadzonych przeze mnie badaniach sygnał sEMG filtrowano również z wykorzystaniem filtra środkowoprzepustowego 40–450 Hz, a analizowane cechy obejmowały ponad powyższymi również amplitudę, RMS, czas trwania pęczków aktywności i MF. W niniejszych badaniach amplituda, RMS i iEMG były większe w galopie i mniejsze w stępie w porównaniu do kłusa. Czas trwania pęczków aktywności w stępie i kłusie był dłuższy niż w galopie. MF w stępie i galopie była mniejsze w porównaniu do kłusa. Nie stwierdzono natomiast różnic w SNR dla trzech chodów. Brak różnic SNR pomiędzy poszczególnymi chodami może wynikać ze stosunkowo małej ruchomości skóry względem badanego mięśnia w badanej okolicy, dobrej przyczepności elektrod i braku zakłóceń pochodzących z innych mięśni. Ponieważ Smit i wsp. (Smit et al., 2024) badali omawiane cechy sygnału tylko w kłusie, nie możemy porównać uzyskanych wyników.

## 6.4.8 Cechy sygnału elektromiograficznego m. piszczelowego doczaszkowego

W dotychczasowych badaniach sygnał sEMG m. piszczelowego doczaszkowego był filtrowany przy użyciu filtra środkowoprzepustowego (7–200 Hz), a cechami sygnału poddawanymi analizie były NWR [mA] (Spadavecchia et al., 2003, 2004) i RMS [µV] (Spadavecchia et al., 2004). W przeprowadzonym przeze mnie badaniach sygnał sEMG poddano filtracji za pomocą filtra środkowoprzepustowego 40–450 Hz, a analizowanymi cechami sygnału obejmowały również amplitudę, czas trwania pęczków aktywności, iEMG, MF i SNR. W niniejszych badaniach amplituda, RMS i iEMG było większe w galopie i mniejsze w stępie w porównaniu do kłusa. Czas trwania pęczków aktywności w galopie był krótszy, a w stępie dłuższy niż w kłusie. Nie stwierdzono różnic dla MF i SNR pomiędzy trzema chodami. Ponieważ m. piszczelowy doczaszkowy badany był tylko przez jeden zespół badawczy, która realizował badania w zupełnie innym modelu doświadczalnym, porównanie uzyskanych wyników nie jest możliwe.

## 6.4.9 Cechy sygnału elektromiograficznego m. prostownika długiego palców

Sygnał sEMG m. prostownika długiego palców analizowano dotąd jako sygnał surowy (Huntington et al., 1991; Robert et al., 1999) lub po filtracji za pomocą filtru górnoprzepustowego (40 Hz) (Cheung et al., 1998) lub środkowoprzepustowego (40–450 Hz) (Cheung et al., 1998). Cechami sygnału poddawanymi analizie były amplituda  $[\mu V]$ , czas trwania pęczków aktywności [s] (Huntington et al., 1991), RMS [µV] (Cheung et al., 1998), D/stride D [%] (Robert et al., 1999), SNR [dB] i iEMG [µV x s] (Smit et al., 2024). Jeden z autorów rejestrował sygnał z częstotliwością próbkowania 2000 Hz, jednak nie podał nazwy wykorzystywanego systemu pomiarowego (Crook et al., 2010). W tym badaniu, po przefiltrowaniu zapisu za pomocą filtra górnoprzepustowego (20 Hz), autorzy analizowali intensywność sygnału wyrażoną w mV<sup>2</sup>. W przeprowadzonych przeze mnie badaniach sygnał sEMG omawianego mięśnia był filtrowany za pomocą filtra szerokopasmowego 40-450 Hz, a analizowane cechy, poza dotychczas badanymi, obejmowały również MF. W niniejszych badaniach amplituda, RMS i iEMG były większe w galopie i mniejsze w stępie w porównaniu do kłusa. Czas trwania peczków aktywności był dłuższy w stępie i krótszy w galopie w porównaniu do kłusa. Spadek czystości sygnału dla aktywności omawianego mięśnia, wyrażony przez SNR, obserwowano wraz ze wzrostem szybkości chodu.

## 6.4.10 Cechy sygnału elektromiograficznego m. dwugłowego uda

W dotychczasowych badaniach aktywności mioelektrycznej m. dwugłowego uda analizie poddawano sygnał surowy (Robert et al., 1999) lub filtrowano go za pomocą filtra górnoprzepustowego (20 Hz) (Aman et al., 2018; Crook et al., 2010), środkowoprzepustowego (15–500 Hz) (Takahashi et al., 2018), środkowoprzepustowego (40–450 Hz) (Smit et al., 2024),

górnoprzepustowego (40 Hz) (S. L. George et al., 2022; L. St. George et al., 2019, 2021, 2023; L. B. St. George et al., 2023; Busse et al., 2021) i dolnoprzepustowego 450 Hz (Busse et al., ; S. L. George et al., 2022; L. St. George et al., 2019, 2021, 2023; L. B. St. George et al., 2023). Cechami sygnału poddanymi analizie były D/stride D [%] (S. L. George et al., 2022; Robert et al., 1999), intensywność sygnału [mV<sup>2</sup>] (Crook et al., 2010), iEMG [mV x s] (Aman et al., 2018; Busse et al., 2021; Smit et al., 2024; L. St. George et al., 2019; Takahashi et al., 2018), MF [Hz] (Busse et al., 2021; Takahashi et al., 2018), ARV [%] (S. L. George et al., 2022; L. St. George et al., 2019), amplituda [µV] (L. St. George et al., 2021, 2023; L. B. St. George et al., 2023), czas trwania pęczków aktywności [s] (L. St. George et al., 2021, 2023; L. B. St. George et al., 2023) i SNR [dB] (Smit et al., 2024). Cechy te, z wyłączeniem D/stride D [%] i intensywności sygnału, były również badane w niniejszej pracy po filtracji filtrem środkowoprzepustowym 40-450 Hz. W niniejszych badaniach amplituda w kłusie i galopie była większa niż w stępie. Brak różnicy w amplitudzie pomiędzy kłusem i galopem może wynikać z propulsyjnej funkcji omawianego mięśnia. RMS i iEMG były większe w galopie i mniejsze w stępie w porównaniu do kłusa. Czas trwania pęczków aktywności był z kolei większy w stępie i mniejszy w galopie w porównaniu do kłusa. Nie stwierdzono różnic MF i SNR dla trzech badanych chodów.

## 6.4.11 Cechy sygnału elektromiograficznego m. czworogłowego uda

W dotychczas badanym surowym sygnale m. czworogłowego uda analizowano D/stride D [%] (Robert et al., 1999), a w przefiltrowanym sygnale z wykorzystaniem filtra górnoprzepustowego (20 Hz) badano iEMG [mV x s] (Aman et al., 2018). W podobnym sygnale filtrowanym z wykorzystaniem filtr środkowoprzepustowy (40–450 Hz) analizowano SNR [dB] i iEMG [µV x s] (Smit et al., 2024). W niniejszym badaniu sygnał analizowany był również po filtracji filtrem środkowoprzepustowym 40–450 Hz, a poza badanymi dotąd cechami analizowano również amplitudę, RMS, czas trwania pęczków aktywności i MF. W niniejszych badaniach amplituda, RMS i iEMG były większe w galopie i mniejsze w stępie w porównaniu do kłusa. Czas trwania pęczków aktywności w stępie był dłuższy a w galopie krótszy niż w kłusie. Spadek czystości sygnału dla aktywności omawianego mięśnia, wyrażony przez SNR, obserwowano wraz ze wzrostem szybkości chodu.

### 6.4.12 Cechy sygnału elektromiograficznego m. napinacza powięzi szerokiej

Aktywność mioelektyczna m. napinacza powięzi szerokiej był analizowany dotąd na podstawie zapisu sygnału surowego w zakresie cech sygnału takich jak D/stride D [%] (Robert et al., 1999, 2002) oraz iEMG [mV x s] (Robert et al., 2002). Takahashi i wsp. (Takahashi et al., 2018) badali podobny sygnał po zastosowaniu filtra środkowoprzepustowego (15–500 Hz) analizując iEMG [mV x s] i MF [Hz] (Takahashi et al., 2018). Z kolei Smit i wsp. (Smit et al., 2024) przy zastosowaniu tego samego filtra środkowoprzepustowego (40–450 Hz) poddał analizie iEMG [μV x s] i SNR [dB]. W niniejszym badaniu uzyskany sygnał sEMG poddano filtracji za pomocą filtra środkowoprzepustowego 40–450 Hz, a analizowanymi cechami sygnału, poza dotychczas wymienionymi, obejmowały również amplitudę, RMS, czas trwania i pęczków aktywności. W niniejszych badaniach amplituda, RMS i iEMG były większe w galopie i mniejsze w stępie w porównaniu do kłusa. Czas trwania pęczków aktywności był dłuższy w stępie i krótszy w galopie w porównaniu do kłusa. Nie stwierdzono natomiast różnic MF pomiędzy badanymi chodami, a SNR był mniejszy w stępie i większy w galopie niż w kłusie.

## 6.4.13 Cechy sygnału elektromiograficznego mm. pośladkowych

W dotychczasowych badaniach sygnał sEMG mm. pośladkowych filtrowany był za pomocą filtra dolnoprzepustowego (10 Hz) (L. St. George et al., 2019) lub filtra górnoprzepustowego (40 Hz) i dolnoprzepustowego (450 Hz) (S. L. George et al., 2022; L. B. St. George et al., 2023). Cechami sygnału, które zostały poddane analizie były: amplituda [V], PAF [V] (L. St. George et al., 2019), ARV [%], D/stride D [%] (S. L. George et al., 2022), również amplituda [µV] i czas trwania pęczków aktywności [s] (L. B. St. George et al., 2023). W surowym sygnale (Peham et al., 2001; Robert et al., 2002) kolejne zespoły analizowały również SNR [dB] (Peham et al., 2001), iEMG [mV x s] i D/stride D [%] (Robert et al., 2002). W sygnale przefiltrowanym za pomocą filtra górnoprzepustowego (20 Hz) kolejny zespół badawczy analizował intensywność sygnału [mV<sup>2</sup>] (Crook et al., 2010). W sygnale uzyskanym po przepuszczeniu sygnału przez filtr środkowoprzepustowy (15–500 Hz) jeszcze inny zespół badawczy analizował iEMG [mV x s] i MF [Hz] (Takahashi et al., 2018) a przez filts środkowoprzepustowy (40-450 Hz) kolejny zespół badał SNR [dB] i iEMG [µV x s] (Smit et al., 2024). W sygnale po zastosowaniu filtra dolnoprzepustowego (20 Hz) analizie poddano również amplitudę [V], MMV [V] i MML [%] (Zsoldos et al., 2018), a w badaniach przeprowadzonych przez St. George i wsp. (L. St. George et al., 2021) sygnał poddany

filtrowaniu górnoprzepustowemu (40) i dolnoprzepustowemu (450 Hz) analizowano pod względem zmienności amplitudy  $[\mu V]$  i czasu trwania pęczków aktywności [s]. Jednak pomimo takiej mnogości badań, porównanie wartości uzyskiwanych cech sygnału pozostaje niemożliwe z uwagi na istotne różnice wykorzystanych protokołach badania oraz wskazane rozbieżności w przetwarzaniu i analizowaniu sygnału. W przeprowadzonych przeze mnie badaniach sygnał sEMG poddano filtrowaniu środkowoprzepustowemu (40–450 Hz) oraz analizie uwzględniającej: amplitudę, RMS, czas trwania, iEMG, MF i SNR. W niniejszych badaniach amplituda, RMS i iEMG były większe w galopie i mniejsze w stępie w porównaniu do kłusa. Czas trwania pęczków aktywności był krótszy w stępie i dłuższy w galopie w porównaniu do kłusa. Nie stwierdzono natomiast różnic MF pomiędzy badanymi chodami, natomiast SNR był mniejszy w stępie niż w kłusie i galopie.

### 6.4.14 Cechy sygnału elektromiograficznego m. półścięgnistego

W dotychczasowych badaniach surowy sygnał sEMG m. półściegnistego analizowano pod katem zmienności D/stride D [%] (Robert et al., 1999). W innych badaniach sygnał sEMG m. półściegnistego poddawano filtracji z stosowaniem filtra górnoprzepustowego (40 Hz) i dolnoprzepustowego 450 Hz (Busse et al., 2021; Rankins et al., 2022; S. L. George et al., 2022; L. B. St. George et al., 2023). Z kolei Smit i wsp. (Smit et al., 2024) wykorzystywał filtr środkowoprzepustowy (40-450 Hz). W dotychczasowych badaniach analizowano iEMG wyrażoną w [mV x s] (Busse et al., 2021) lub w [µV x s] (Smit et al., 2024), MF [Hz] (Busse et al., 2021; Rankins et al., 2022), ARV [%] (S. L. George et al., 2022; Rankins et al., 2022), D/stride D [%] (S. L. George et al., 2022), czas trwania pęczków aktywności [s] (L. B. St. George et al., 2023), amplitude [µV] (L. B. St. George et al., 2023) i SNR [dB] (Smit et al., 2024). W niniejszym badaniu uzyskany sygnał sEMG poddawano filtrowaniu środkowoprzepustowemu 40-450 Hz, a uzyskanymi cechami sygnału sEMG były amplituda, RMS, czas trwania, iEMG, MF i SNR. W obrębie omawianego mięśnia przejście do wyższego chodu wiązało się ze wzrostem amplitudy, jak miało to miejsce w odniesieniu do większości pozostałych badanych mięśni. RMS i iEMG w stępie i kłusie były mniejsze w porównaniu do galopu. Czas trwania pęczków aktywności w kłusie i galopie był krótszy niż w stępie. Nie stwierdzono natomiast różnic MF pomiędzy poszczególnymi chodami, a SNR był mniejszy w stępa i większy w galopie niż w kłusie.

#### 6.4.15 Cechy sygnału elektromiograficznego pozostałych badanych mięśni

W dostępnej literaturze brakuje publikacji opisujących rejestrację sygnału sEMG m. podobojczykowego, m. nadgrzebieniowego, m. dwugłowego ramienia, m. prostownika łokciowy nadgarstka i m. półbłoniastego, a więc sygnału sEMG omawianych mięśni nie były wcześniej poddawane przetwarzaniu ani analizie. W tej pracy aktywność mioelektryczna omawianych mięśni była po raz pierwszy rejestrowana w stępie, kłusie i galopie, a następnie przetwarzana z wykorzystaniem filtracji szerokoprzepustowej (40–450 Hz) i analizowana z uwzględnieniem amplitudy, RMS, czasu trwania pęczków aktywności, iEMG, MF i SNR. Z tego względu wskazane jest powtórzenie podobnej rejestracji przez inne zespoły badawcze w celu wykazania lub wykluczenia odtwarzalności zaprezentowanego protokołu badań.

#### 6.5 Przydatność kliniczna badania elektromiograficznego koni

Problemy ortopedyczne stanowią jedną z najczęstszych przyczyn interwencji weterynaryjnych u koni (Jacobs et al., 2022) i przyczyniają się do znacznych strat ekonomicznych, będących wynikiem zarówno kosztownej diagnostyki i terapii, jak i strat wynikających z przerwy w treningu i rywalizacji sportowej (Animal and Plant Health Inspection Service, 2001). Problemy ortopedyczne wpływają również na pogorszenie dobrostanu koni z powodu odczuwanego bólu i czasowego badź trwałego dyskomfortu (van Loon & Van Dierendonck, 2019). Kompensacja posturalna bolesnych okolic ciała, w szczególności okolic kończyn, prowadzi do przeciążania zdrowych struktur anatomicznych i przyczynia się do powstawania bólu w dodatkowych lokalizacjach. W przypadku przewlekłego bólu, dochodzi również do utrwalenia zmian funkcjonalnych, takich jak zwiększony tonus i skurcz mięśni, lub przeciwnie - do zaniku mięśniowego (S. L. George et al., 2022; Mayaki et al., 2020). Ból zlokalizowany w okolicy kończyn i grzbietu jest manifestowany w postaci kulawizny, która z kolei jest najczęstszą przyczyną zmiany wzorca ruchu (George et al., 2022; Kent Allen et al., 2010), podczas której dochodzi również do zmiany aktywności mioelektrycznej poszczególnych mięśni szkieletowych (S. L. George et al., 2022). Do tej pory w ocenie kulawizn nie skupiano się na czynności poszczególnych mięśni i/lub adaptacji nerwowo-mięśniowej do kulawizny. Metody diagnostyczne pozwalające na ocenę funkcjonalnej mięśni, mechanizmów adaptacji nerwowo-mięśniowych i ich synchronizacja z kinematyką chodu stały się przedmiotem badań ostatnich trzech lat (S. L. George et al., 2022; Spoormakers et al., 2023). Dlatego zastosowanie kliniczne badania sEMG w diagnostyce zaburzeń wzorca ruchu jest brakującym ogniwem w zrozumieniu etiologii

i objawów klinicznych kulawizny, które wymaga dalszych badań z wykorzystaniem ujednoliconych protokołów pomiarowych (S. L. George et al., 2022).

Podobny rozwój badań podstawowych i klinicznych jest oczekiwany w odniesieniu do treningu oraz rehabilitacji koni. Warto zauważyć, że większość ćwiczeń mobilizacyjnych stosowanych w medycynie sportowej koni jest oparta o ogólne zasady, wiedzę i protokoły fizykoterapii ludzi. Dopiero połączenie ogólnych zasad fizykoterapeutycznych z biomechaniką konia oraz specyficzną etiologią i patogenezą chorób aparatu ruchu koni może przyczynić się do znacznego postępu w wykonywaniu oraz monitorowaniu skuteczności ćwiczeń dynamicznych (Shaw et al., 2021). Takiemu oczekiwaniu wychodzi na przeciw dalszy rozwój badań nad aktywnością mioelektyczną poszczególnych mięśni szkieletowych. Badanie funkcjonalne koni podczas wykonywania konkretnych ćwiczeń zapewni lepsze zrozumienie stosowanych technik fizykoterapeutycznych, optymalizację protokołów rehabilitacji i poprawę wydajności planów treningowych. W poniższych podrozdziałach przedstawiono dotychczasowe aplikacje kliniczne badania elektromiograficznego zarówno omawianych mięśni kończyn jak i nie mniej istotnych mięśni grzbietu.

#### 6.5.1 Przydatność kliniczna badań elektromiograficznych wybranych mięśni kończyn

Huntington i wsp. (Huntington et al., 1991) wykorzystali badanie sEMG m. prostownika długiego pałców do oceny skuteczności terapii fenytoiną u koni dotkniętych kogucim chodem. Autorzy rejestrowali zmiany w aktywności sEMG badanego mięśnia przed, w trakcie i po zakończonym leczeniu. Autorzy podkreślili, że aktywność m. prostownika gługiego pałców, odpowiedzialnego za charakterystyczną hiperfleksję kończyn, korelowała z kliniczną poprawą stanu konia. Autorzy wykazali pozytywny wpływ leczenia farmakologicznego na tą choróbę o podłożu neuromotorycznym. Badania przeprowadzane przez Aman i wsp. (Aman et al., 2018) z wykorzystaniem sEMG na koniach dotkniętych shiveringiem jako pierwsze dostarczyły elektrofizjologicznych dowodów na to, również ta choróba ma podłoże neuromotoryczne i charakteryzuje się nadmierną jednoczesną rekrutacją mięśni zginaczy i prostowników oraz utratą zdolności do modulowania rekrutacji jednostek motorycznych mięśni kończyny miednicznej. Nieprawidłowa aktywność mięśni u koni z shiveringiem była obserwowana jednocześnie z hiperfleksją kończyn miednicznych i była związana z obecnością wybiórczej degeneracji aksonów komórek Purkinego w jądrach móżdżku.

Inny zespół badawczy (Spadavecchia et al., 2002, 2003, 2004) zajmował się wieloletnimi badaniami reakcji mięśniowej w odpowiedzi na bodziec bólowy. Uzyskane wyniki zostały

później wykorzystane do badania wpływu leków używanych w znieczuleniu ogólnym na reakcję koni na stymulację ze strony bodźców bólowych (Levionnois et al., 2010; 2006, 2010). Kolejne zastosowanie sEMG Spadavecchia et al., W badaniach farmatokinetycznych zaprezentowali Rankins i wsp. (Rankins et al., 2022). Autorzy na podstawie cech sygnału sEMG (takich jak ARV i MF) uzyskanych z m. prostownika promieniowego nadgarstka, m. półściegnistego i m. najdłuższego w trakcie wysiłku submaksymalnego wykazali brak wykrywalnego wpływu jednorazowej dawki klenbuterolu na aktywność mięśni.

George i wsp. (S. L. George et al., 2022) kontynuowali analizę wpływu bodźców bólowych w aspekcie klinicznym podczas badania nad kulawizną indukowaną kulawizną. Autorzy wykorzystując specjalnie zmodyfikowaną podkową wywierającą usisk na podeszwę wykazał, że zmiany adaptacyjne związane z kulawizną u koni można wykryć za pomoca sEMG poprzez rejestrowanie zwiększonej aktywności i zmian fazowej aktywacji mięśni zdrowych kończyn mających na celu odciążenie kończyny dotknietej zaburzeniem ruchu. Autorzy podkreślili, że dalsze badania prowadzone w tym kierunku mogą stać się cenną pomocą diagnostyczną w ilościowym określeniu podstawowych adaptacji nerowo-mięśniowych w przypadku kulawizny u koni, których nie można wykryć wyłącznie za pomocą obserwacji. Jednak w badaniu tym przedstawiono jedynie model ostrej kulawizny wskazująć model przewlekłej kulawizny jako ważny kierunek dalszych badań. W przypadkach przewlekłych, kulawiźnie może towarzyszyć zanik mięśni, który stanowi większe wyzwanie diagnostyczne i w przypadku, którego badanie sEMG wydaje się być bardziej obiecującą metoda diagnostyczna. Dodatkowo w tego typu badaniach wskazane byłoby uzyskanie maksymalnego spontanicznego skurczu referencyjnego (ang. reference voluntary contraction, RVC) w celu normalizacji sygnału, którego pozyskanie w modelu zwierzęcym jest utrudnione. George i wsp. (S. L. George et al., 2022) zastosowali jednak normalizację skurczu względem RVC, która pozwala na zbadanie proporcjonalnej zmiany aktywności mięśni między stanami kulawizny i bez kulawizny.

Cheung i wsp. (Cheung et al., 1998) badali zmiany aktywności mioelektrycznej mięśni pod wpływem treningu i zaproponowali wykorzystanie badania sEMG do oceny zmęczenia mięśni. Autorzy wykazali wzrost aktywności mioelektrycznej m. prostownika długiego palców w stępie i kłusie przy wysokim poziomie zmęczenia, co mogłoby znaleźć zastosowanie w zapobieganiu kontuzjom w trakcie intensywnego okresu treningowego. Inne badanie łączące dane kinematyczne z dane elektromiograficzne przeprowadzili Colborne i wsp. (Colborne et al., 2001) w celu wczesnego wykrywania zmęczenia mięśni. Autorzy postawili hipoteze, że MF będzie się zmniejszać wraz ze zmianami zmiennych kinematycznych towarzyszących zmęczeniu podczas testu wysiłkowego. Autorzy analizując surowy sygnał sEMG nie stwierdzili istotnych zmian jakościowych sygnału wskazujących na zmęczenie. Podobne obserwacje poczynili Takahashi i wsp. (Takahashi et al., 2018), którzy w badaniu wpływu prędkości galopu na postępujące zmęczenie mięśni nie zaobserwowali spadku wartości MF. Autorzy zaobserwowali jednak zmniejszenie wartości iEMG, które było uchwytne w galopie lecz nie było wykrywalne w kłusie. Uwzględnienie w badaniach zmęczeniowych prezentowanej w tej rozprawie zmienności iEMG i MF związanej ze zmianą chodu mogłoby przyczynić się do bardziej ukierunkowanych pomiarów zmęczenia specyficznych mięśni. O ile iEMG jest powtarzalnie wyższe w kłusie niż stępie i galopie niż w kłusie, o tyle MF zmienia się specyficznie dla konkretnych mięśni. Zmiana chodu pozostaje bez wpływu na MF m. prostownika promieniowego nadgarstka, m. prostownika bocznego palców, m. prostownika. łokciowego nadgarstka, m. piszczelowego doczaszkowego, m. prostownika długiego palców, m. dwugłowego uda, m. czworogłowego uda, m. napinacza powięzi szerokiej, mm. pośladkowych, półścięgnistego i m. półbłoniastego. Natomiast m. dla m. podobojczykowego, m. nadgrzebieniowego, m. podgrzebieniowego, m. naramiennego, m. trójgłowego ramienia, m. dwugłowego ramienia, m. prostownika wspólnego palców i m. zginacza łokciowego nadgarstka obserwowano specyficzne różnice w MF pomiędzy sygnałem sEMG rejestrowanym w różnych chodach.

sEMG wykorzystywane Badanie było również do walidacji pomiarów biomechancznych, a w efekcie optymalizacji planów treningowych i planów rehabilitacyjnych. Zellner i wsp. (Zellner et al., 2017) wykorzystali badanie sEMG do wykazania braku wpływu zastosowania taśmy kinezjologicznej na aktywność mioelektryczną mięśni kończyny piersiowej powiązanych z analizą trajektorii ruchu kończyn piersiowych. Robert i wsp. (Robert et al., 1999) wykorzystali pomiar sEMG m. napinacza powięzi szerokiej, m. półścięgnistego i m. dwugłowego uda w połączeniu z pomiarami kinematycznymi do charakterystyki rolę mięśni dwustawowych. W innym badaniu ci sami autorzy (Robert et al., 2002) wykazali zwiększenie napięcia mięśni tułowia i redukcję pracy mięśni grzbietu wraz ze wzrostem prędkości ruchu w trakcie pracy na bieżni mechanicznej. Autorzy wykazali, że większość obciażenia przenoszone jest na kończyny piersiowe podczas fazy prostowania kończyny, podczas gdy funkcja propulsujna kończyn miednicznych jest wzmożona. Crook i wsp. (Crook et al., 2010) za pomocą badania sEMG potwierdzili istotną rolę mm. pośladkowych i m. dwugłowego uda jako głównych mięśni odpowiedzialnych za wspomaganie lokomocji konia w odpowiedzi na wzrastające obciążenie pracą. Autorzy wykazali, że zwiększanie stopnia nachylenia podłoża na którym pracuje koń ma minimalny wpływ na pracę wykonywaną przez wewnętrzne mięśnie kończyn miednicznych. Także George i Williams (L. St. George & Williams, 2013) skupili się na analizie różnic w aktywności mioelektrycznej mięśni zaangażowanych w fazy skoku konia oraz kolejności aktywacji mięśni. W badaniu tym nie odnotowano istotnych różnic między krokami związanymi z podejściem do skoku, samym skokiem i fazą po lądowaniu, co może wspierać teorię, że moment skoku jest formą wydłużonego zawieszenia włączoną do kroku galopu. Uzyskane wyniki wspierają programy treningowe koni skokowych, które kładą nacisk na rozwijanie regularnego i zebranego galopu, jako słusznej metody treningu w tego rodzaju dyscyplinie jeździeckiej. Warto zauważyć, że niewiele badań sEMG rejestrowało aktywność mioelektyczną wybranych mięśni podczas skoków przez przeszkody (Giovagnoli et al., 1998; L. St. George et al., 2021; L. St. George & Williams, 2013). Dodatkowo porównanie wyników tych badań jest utrudnione przez podkreślone w poprzednich rozdziałach rozbierzności metodyczne w rejestracji i przetwarzaniu sygnału oraz różnice związane z badanymi fazami skoku. Pierwszym badaniem zajmującym się oceną aktywności elektromiograficznej mięśni w trakcie skoku w odniesieniu do powstałych w 2018 i 2019 roku zaleceń dotyczących przetwarzania sygnału u koni (L. St. George et al., 2018, 2019) oraz włączeniem do analizy danych kinematycznych jest badanie St. George i wsp. z 2021 roku (L. St. George et al., 2021). St. George i wsp. (L. St. George et al., 2021) przy połączeniu zapisów sygnału sEMG z danymi kinematycznymi dostarczyli obiektywnych informacji na temat zaangażowania, impulsu i siły mięśni kończyn miednicznych istotnych podczas selekcji lub treningu koni skokowych. Na podstawie analizy wzorców aktywności mięśni w trakcie skoku submaksymalnego autorzy wykazali, że w przypadku mm. pośladkowych mniejszy czas trwania peczka aktywności przy odbiciu były dodatnio skorelowany z większą zdolnością do szybkiego generowania siły mięśniowej i impulsu pionowego podczas odbicia.

Ta sama autorka (L. St. George et al., 2019) badała wpływ różnych częstotliwości filtrowania i normalizacji sygnału sEMG na czułość identyfikacji różnic w amplitudzie sygnału w trakcie galopu. Autorka podkreśliła, że przetwarzanie sygnału sEMG u koni powinno obejmować filtrowanie w zakresie 40–450 Hz w celu zwiększenia czułości identyfikacji różnic w aktywności mięśni związanych ze zmianami biomechanicznymi podczas chodu konia. Rekomendowana filtracja została wykorzystana również w niniejszej dysertacji

zaprojektowanej na identyfikację różnic w cechach sygnału sEMG pomiędzy podstawowymi chodami konia.

Takahashi i wsp. (Takahashi et al., 2020) byli kolejnym zespołem badawczym, który zastosował w swoim badaniu filtr górnoprzepustowy o wartości granicznej 30-40 Hz w celu zminimalizowania artefaktów ruchowych w trakcie galopu. W swoich badaniach, w oparciu o wyniki badań w medycynie ludzkiej, autorzy poszukiwali zmian cech sygnału sEMG rejestrowanego przed rozpoczęciem i po zakończeniu prób funkcjonalnych, które mogłyby świadczyć o zmęczeniu mięśniowym. Autorzy zwrócili uwagę na spadek wartości iEMG, który może wskazywać na zmniejszoną liczbę rekrutowanych jednostek motorycznych. Jednak wyniki prezentowane w niniejszej rozprawie wskazują, że mniejsza wartość iEMG może świadczyć również o zmianie chodu z galopu do kłusa lub kłusa do stępa, lub potencjalnie o zmianie predkości ruchu w ramach danego chodu. Takahashi i wsp. (Takahashi et al., 2020) wykazali, że wartości iEMG m. płatowatego i m. ramiennego znacznie spadały wraz z czasem trwania aktywności koni, podczas gdy wartości iEMG dla m. podgrzebieniowego i m. naramiennego pozostały niezmienione zarówno w kłusie, jak i galopie. Warto zauważyć, że iEMG m. podgrzebieniowego nie zmienia się w zależności od chodu konia w zakresie kłusa i galopu, natomiast iEMG m. naramiennego i m. dwugłowego jest większe w galopie niż w kłusie. Takahashi i wsp. (Takahashi et al., 2020) wykazali również silną dodatnią korelację pomiędzy postępującym zmęczeniem mięśnia wyrażoną zmniejszoną częstotliwością kroku i niezdolnościa do utrzymania predkości ruchu oraz spadkiem wartości iEMG m. ramiennego. Zależność ta była szczególnie widoczna w galopie, w którym mięsień ten pełni istotną rolę związaną z ruchem propulsywnym kończyny. Brak zaobserwowanych zmian w wartościach iEMG dla m. nadgrzebieniowego i m. naramiennego wynikała z ich stabilizacyjnej roli stawów, przez co mogły podlegać mniejszemu zmęczeniu. W celu weryfikacji postawionej hipotezy autorzy podkreślił konieczność prowadzenia dalszych badań uwzględniających aktywność mioelektryczną mięśni dystalnych odcinków kończyn, których główną rolą jest stabilizacja stawów. Żaden z ocenianych mięśni zarówno w tym, jak i wcześniejszym badaniu tego samego zespołu (Takahashi et al., 2018) nie wykazał zmian w zakresie MF podczas wykonywania ćwiczeń dynamicznych w kłusie i galopie. Autorzy nie badali jednak różnicy MF pomiędzy kłusem i galopem, która dla m. nadgrzebieniowego jest związana ze wzrostem MF wraz z przejściem z kłusa do galopu, dla m. naramiennego jest związana ze wzrostem MF wraz z przejściem ze stępa do galopu, a dla m. dwugłowego ramieniania jest związana ze spadkiem MF wraz z przejśćiem ze stępa do kłusa i brakiem różnicy w MF pomiędzy kłusem i galopem.

Podobnie Busse i wsp. (Busse et al., 2021) badając wpływ suplementacji kwasu 3–hydroksy–3–metylomasłowego na skład mięśni i metabolizm mięśniowy poszukiwali oznak wczesnego zmęczenia mięśni. Do tego celu bazując na danych pochodzących z medycyny ludzkiej i badań przeprowadzonych przez Takashi i wsp. (Takahashi et al., 2018; Takahashi et al., 2020) próbowali wykorzystać zmiany wartości iEMG i MF, zakładając wzrost tych wartości wraz ze wzrostem ilości zaangażowanych jednostek motorycznych w odpowiedzi na zwiększenie obciążenia pracą i zmniejszenie wartości iEMG i MF pod wpływem zmęczenia. Z kolei Knaggs i wsp. (Knaggs et al., 2022) wykorzystali badanie sEMG do wykazania skuteczności elektroterapii metodą Equine Transeva Technique w obrębie m. pośladkowego powierzchownego. Autorzy porównywali iEMG m. pośladkowego powierzchownego.

## 6.5.2 Przydatność kliniczna badań elektromiograficznych mięśni grzbietu

Badanie sEMG wsparte metodami analizy ruchu mogą również pełnić rolę w diagnostyce chorób grzbietu u koni ze względu na powiązanie przyczynowe i funkcjonalne kulawizny w bolesności grzbietu (Spoormakers et al., 2023). Kulawizna u koni może skutkować wtórnym bólem i sztywnością mięśni, szczególnie w odcinku piersiowolędźwiowym kręgosłupa. Sztywność mięśni jest w takim przypadku zazwyczaj skutkiem ruchów adaptacyjnych. Bolesność grzbietu może być również manifestowana w postaci zaburzenia wzorca ruchu kończyn piersiowych lub miednicznych rozpoznawanych jako kulawizna. Pomimo dostępności szerokiego zakresu metod diagnostycznych, ustalenie dokładnej przyczyny bólu w odcinku piersiowo-lędźwiowym kręgosłupa u koni pozostaje wyzwaniem (Domańska-Kruppa et al., 2024). U ludzi udowodniono, że osoby cierpiące na ból pleców wykazują wczesne mioelektryczne objawy zmęczenia mięśni, a badanie sEMG stanowi przydatne narzędzie do obiektywnej diagnostyki bólu odcinka lędźwiowo-krzyżowego kręgosłupa (Jabłońska et al., 2021). U koni pierwsze badanie pozwalające na obiektywne przeniesienie klinicznych spostrzeżeń dotyczące zmian adaptacyjnych zachodzących w mięśniach nadosiowych podczas kulawizny zostały przeprowadzone przez Spoormakersa i wsp. (Spoormakers et al., 2023). Autorzy wykazali, że w przypadku nachodzących na siebie wyrostków kolczystych (ang. Impinging Dorsal Spinous Processes, kissing spines) badanie sEMG można wykorzystać do oceny osłabienia mięśni grzbietu i brzucha oraz nieprawidłowego przewodnictwa nerwowego. W przypadku nachodzących na siebie wyrostków kolczystych niechęć do zginania pleców wynika z bólu i prowadzi do osłabienia

mięśni grzbietu. Przewlekła bolesność grzbietu często manifestuje się zanikiem mięśni okolicy piersiowo–lędźwiowe (Domańska–Kruppa et al., 2024; Geiger, 2012).

Biomechanika odcinka lędźwiowego kręgosłupa obejmuje ruchy zginania bocznego, rotację osiową i ruchomość grzbietowo–brzuszną, co predysponuje stawy międzykręgowe do rozwoju choroby zwyrodnieniowej. Ponieważ za ruchomość tego odcinka grzbietu odpowiedzialna jest aktywność mięśni piersiowo–lędźwiowych, ich ocena funkcjonalna z wykorzystaniem badania sEMG może przyczynić się do zwiększenia skuteczności klinicznego rozpoznania choroby oraz monitorowania skuteczności rehabilitacji (Domańska–Kruppa et al., 2024).

W przebiegu chorób krążka międzykręgowego sEMG może okazać się użytecznym narzędziem do określenia obwodowego neurogennego składnika atrofii mięśni. Z kolei przy desmopatiach więzadła nadkolcowego i międzykolcowego badanie sEMG m. najdłuższym grzbietu może być pomocne w potwierdzeniu klinicznego znaczenia zmian stwierdzonych w diagnostyce obrazowej ze względu na czynnościowe powiązanie wymienionych struktur. Wykorzystanie sEMG w monitorowaniu skuteczności leczenia i rehabilitacji desmopatii więzadeł okolicy grzbietu jest obiecującym kierunkiem rozwoju dalszych badań (Domańska–Kruppa et al., 2024).

## 6.5.3 Ograniczenia dotychczasowych protokołów badań i dalsze kierunki rozwoju

Rozpatrując zastosowanie kliniczne badania sEMG należy wziąć pod uwagę również ograniczenia wynikające z zastosowanych protokołów badania i podkreślić, że wielu autorów nie podaje ograniczeń w swoich publikacjach (Huntington et al., 1991; Cheung et al., 1998; Robert et al., 1999; Colborne et al., 2001; Peham et al., 2001; Robert et al., 2002; Spadavecchia et al., 2002, 2003, 2004, 2010; Levionnois et al., 2010; Zsoldos et al., 2018).

W badaniach przeprowadzonych przed opracowaniem zaleceń dotyczących przetwarzania sygnału sEMG autorzy zauważali duże różnice wzorców aktywności pomiędzy poszczególnymi zwierzętami, w szczególności w szybszych chodach (Crook et al., 2010; Takahashi et al., 2018). Również w badaniu przeprowadzonym przez Knaggs i wsp. (Knaggs et al., 2022) stwierdzono dużą zmienność osobniczą w przeprowadzanych pomiarach, na którą wpływ mogą mieć działająca tłumiąco na sygnał duża zawartość tkanki tłuszczowej, a także stopień wytrenowania konia. Jednak ani w badaniach Knaggs i wsp. (Knaggs et al., 2022), ani w żadnych innych badaniach sEMG, nie dokonano oceny grubości tkanki tłuszczowej, grubości skóry i tkanki podskórnej, ani innych pomiarów strukturalnych ośrodka przewodzącego sygnał.

Knaggs i wsp. (Knaggs et al., 2022) jako powód zmienności sygnału podają także różnice w rodzaju włókien mięśniowych, jednak ta hipoteza nie została potwierdzona przez Busse i wsp. (Busse et al., 2021). Jednak zarówno Knaggs i wsp. (Knaggs et al., 2022) jak i Busse i wsp. (Busse et al., 2021), ani nawet Smit i wsp. (Smit et al., 2024) nie przeprowadzili pomiaru grubości mięśnia, którego aktywność badali. Wielu autorów obserwowane różnice tłumaczyło zjawiskiem cross-talk i obecnością artefaktów ruchowych, jednak dostępna wtedy wiedza nie pozwalała na ich zminimalizowanie. Dopiero zespół L. St. George i wsp. (L. St. George et al., 2018) dostarczył danych empirycznych do wyboru filtra górnoprzepustowego 40 Hz do przetwarzania sygnałów sEMG rejestrowanego u koni, który rekomendowali w celu zminimalizowania szumów tła o niskich częstotliwości. Biorąc pod uwagę, że szumy w paśmie niskich częstotliwości są najczęściej związane z artefaktami ruchowymi, filtracja ta jest szczególnie istotnymi u koni podczas rejestracji sygnału w wyższych chodach. W badaniach dynamicznych u zwierząt rejestracja sygnału sEMG obarczona jest ryzykiem wystąpienia dużej ilości artefaktów ruchowych. Ze względu na znaczną ruchomość skóry względem mięśni zjawisko to jest szczególnie wyrażone w wyższych chodach takich jak kłus, galop, czy w trakcie zadań takich jak skoki przez przeszkody. Ponieważ pierwsze badanie wykazujące skuteczności filtracji wysokopasmowej w celu stłumienia zakłóceń o niskich częstotliwościach przeprowadziła George i wsp. dopiero w 2018 roku (L. St. George et al., 2018), we wcześniejsze badaniach przetwarzanie sygnału nie był prowadzony, co poddaje w wątpliwość wiarygodność pomiarów przeprowadzonych do tego czasu, zwłaszcza w trakcie ćwiczeń dynamicznych. Warto zauważyć, że na danych opracowanych przez St. George i wsp. (L. St. George et al., 2018) w późniejszym czasie bazowało wielu innych badaczy (Busse et al., 2021; S. L. George et al., 2022; Rankins et al., 2022; Takahashi et al., 2020, 2021). Badanie to było przeprowadzone na 20 koniach, ale sygnał sEMG udało się pozyskać od zaledwie 5 koni jedynie z dwóch mieśni (m. dwugłowego uda i m. trójgłowego ramienia) w dwóch chodach (kłusie i galopie). Wybrane mięśnie są głównie aktywne w fazie podparcia, gdzie w trakcie szybkich chodów powstają artefakty ruchowe wynikające z uderzeń o podłoże. Autorzy w przeprowadzonym badaniu zaznaczyli, że zalecana częstotliwość graniczna może nie być odpowiednia dla mięśni, które są aktywne w fazie wyprowadzania kończyny, gdzie źródło artefaktu ruchowego może być bardziej związane ze zmianami prędkości. W przeprowadzonym roku później badaniu (L. St. George et al. 2019) dotyczącym wpływu 4 różnych metod filtracji na czułość w rozpoznawaniu różnic funkcji mięśni w nodze prowadzącej i podążającej w galopie autorzy nie wskazali ograniczeń badania.

St. George i wsp. (L. St. George et al., 2018) podkreślił także konieczność przeprowadzenia badań oceniających wpływ lokalizacji czujnika na szum otoczenia. Problem braku specyficznej lokalizacji elektrod względem przebiegu mięśni zauważyło wielu autorów (Knaggs et al., 2022; Smit et al., 2024; Valentin & Zsoldos, 2016). Optymalizacja lokalizacji elektrod ma szczególne znaczenie w przypadku mięśni zajmujących dużą powierzchnię, w których rejestrowany sygnał powinien być reprezentatywny. Podczas lokalizacji elektrod należy zwrócić uwagę na sygnał pochodzący z mięśni leżących blisko siebie oraz na aktywność mioelektryczną dla których elektrody umieszczone są zbyt blisko przyczepów (Knaggs et al., 2022; Williams, 2018). Jednak dopiero w 2024 Smit i wsp. (Smit et al., 2024) podjął pierwszą próbę standaryzacji lokalizacji elektrod. Do tego czasu położenie elektrod było kierowane uznaniem autora prowadzącego badania, tak jak w przypadku badania St. George (L. St. George et al., 2018), w którymautorzy podkreślają, że wybór lokalizacji elektrod wynikał z wcześniejszych subiektywnych doświadczeń, a nie z wybranego optymalnego miejsca pomiarowego. Dopiero niniejsza praca określa jasne kryteria identyfikacji optymalnych lokalizacji elektrod wskazując środek brzuśca mięśnia lub część brzuśca mięśnia przesunięty w stronę przyczepu bliższego lub dalszego (w zależności od badanego mięśnia) jako miejsce dostarczające lepszej jakości sygnału sEMG. Nie bez znaczenia pozostaje brak jednorodnych grup badawczych i znaczne różnice w wielkości, rasach i użytkowaniu koni, nawet w obrębie tego samego badania (Valentin & Zsoldos, 2016). W jedynym badaniu, którego celem była standaryzacja położenia elektrod wykorzystane zostały tylko 3 konie przebadane jedynie w kłusie (Smit et al., 2024). W jednym z trzech badań dotyczących aktywności sEMG mięśni w trakcie skoków przez przeszkody przebadano tylko 1 konia (L. St. George & Williams, 2013). W innych badaniach przykładowo badano trzy (Colborne et al., 2001; Robert et al., 2002), pięć (Crook et al., 2010) i siedem koni (Aman et al., 2018). Z tego względu niniejsze badania, przeprowadzone na ośmiu koniach tej samej rasy, o zbliżonym wzroście i masie ciała należy uznać za poprawne pod względem doboru próbki.

#### 6.6 Podsumowanie

Niniejsza dysertacja stanowi kontynuację międzynarodowych prac (Valentin & Zsoldos, 2016; L. St. George et al., 2018; L. St. George et al., 2019; Smit et al., 2024) prowadzonych nad opracowaniem wytycznych dla badania sEMG u koni na wzór wytycznych zestawionych w protokołach SENIAM (Hermens et al., n.d.), ISEK i CEDE (Besomi et al., 2019) obowiązujących w medycynie ludzkiej.

Analiza amplitudy, RMS i SNR sygnału sEMG rejestrowanego wzdłuż przebiegu badanych mięśni wykazała istotne różnice w wartości bezwzględnej, zmienności i czystości sygnału, które pozwalają przyjąć pierwszą hipotezę badawczą zgodnie z którą cechy sygnału sEMG poszczególnych mięśni szkieletowych konia różnią się w zależności od lokalizacji elektrod powierzchniowych. Wykazana zmienność dowodzi zasadności wyznaczania optymalnej lokalizacji elektrod powierzchniowych w oparciu o kryteria oceny strukturalnej i funkcjonalnej.

W protokole rejestracji sEMG stosowanym w dalszych badaniach klinicznych zalecane jest lokalizowanie elektrod powierzchniowych w okolicy części bliższej brzuśca dwugłowego m. trójgłowego ramienia i ramienia, okolicy środka brzuśca m. m. podobojczykowego, m. nadgrzebieniowego, m. podgrzebieniowego, m. prostownika promieniowego nadgarstka, m. prostownika wspólnego palców, m. prostownika bocznego palców, m. piszczelowego doczaszkowego, m. napinacza powięzi szerokiej i m. półbłoniastego; oraz okolicy części dalszej brzuśca m. naramiennego, m. prostownika łokciowego nadgarstka, m. zginacza łokciowego nadgarstka, m. prostownika długiego palców, m. dwugłowego uda, m. czworogłowego uda, mm. pośladkowych oraz m. półściegnistego (ryc. 43). Przed rozpoczęciem właściwej rejestracji sygnału sEMG zalecane jest również przeprowadzenie rejestracji wstępnej sygnału sEMG w stępie w ruchu po linii prostej oraz porównanie uzyskanego zapisu sygnału surowego z wzorcem aktywności mioelektrycznej poszczególnych mięśni szkieletowych dla sygnału rejestrowanego w optymalnej lokalizacji (ryc. 44). Proponowana wstępna kontrola jakości sygnału pozwoli uniknąć rejestracji nieprawidłowego sygnału surowego oraz zmniejszy liczbę powtórzeń pomiarów w badaniach klinicznych. Prezentowane rekomendacje zostały opracowane w oparciu o analizę wartości bezwzględnej, czystości i zmienność sygnału oraz grubości badanego mięśnia i ośrodka przewodzącego sygnał, której wyniki pozwalają na przyjęcie drugiej hipotezy badawczej zgodnie z którą analiza cech sygnału sEMG oraz cech strukturalnych w miejscu rejestracji sygnału pozwala na wyznaczenie optymalnej lokalizacji elektrod powierzchniowych dla rejestracji sEMG.



Rycina. 43. Schemat optymalnej lokalizacji elektrod powierzchniowych dla rejestracji sEMG: 1 – m. podobojczykowego, 2 – m. nadgrzebieniowego, 3 – m. podgrzebieniowego, 4 – m. naramiennego, 5 – m. trójgłowego ramienia, 6 – m. dwugłowego ramienia, 7 – m. prostownika promieniowego nadgarstka, 8 – m. prostownika wspólnego palców, 9 – m. prostownika bocznego palców, 10 – m. prostownika łokciowego nadgarstka, 11 – m. zginacza łokciowego nadgarstka, 12 – m. piszczelowego doczaszkowego, 13 – m. prostownika długiego palców, 14 – m. dwugłowego uda, 15 – m. czworogłowego uda, 16 – m. napinacza powięzi szerokiej, 17 – mm. pośladkowych, 18 – m. półścięgnistego i 19 – m. półbłoniastego.

Analiza amplitudy, RMS, czasu trwania, iEMG, MF i SNR sygnału sEMG rejestrowanego w optymalnej lokalizacji elektrod uwidoczniła zmienność cech sygnału związaną ze zmianą chodu konia. W obrębie badanych mięśni przejście do wyższego chodu wiązało się ze wzrostem wartości bezwzględnej (amplitudy) i zmienności sygnału (RMS), wzrostem iEMG oraz spadkiem czasu trwania pęczka aktywności. Sygnał m. podgrzebieniowego, m. naramiennego, m. trójgłowego ramienia, m. dwugłowego ramienia, m. prostownika promieniowego nadgarstka, m. prostownika wspólnego palców, m. prostownika długiego palców, m. czworogłowego uda, m. napinacza powięzi szerokiej, mm. pośladkowych, m. półścięgnistego i m. półbłoniastego rejestrowany w stępie charakteryzował się większą czystością niż sygnał rejestrowany w kłusie i/lub galopie (tabela 68).



Rycina. 44. Wzorzec aktywności mioelektrycznej wybranych mięśni szkieletowych konia podczas rejestracji wstępnej sygnału sEMG w stępie w ruchu po linii prostej dla optymalnych lokalizacjach elektrod powierzchniowych.

Lp.	mięsień	amplituda	RMS	czas trwania	iEMG	MF	SNR
1	m. podobojczykowy	s < k = g	s < k = g	s > k = g	s < k = g	s < g	=
2	m. nadgrzebieniowy	s < k < g	s < k < g	s > k > g	s < k < g	k < g	s < k
3	m. podgrzebieniowy	s < k = g	s < k = g	s > k > g	s < k = g	s > k	s < k = g
4	m. naramienny	s < k < g	s < k = g	s > k = g	s < k < g	s < g	s < k = g
5	m. trójgłowy ramienia	s < k = g	s < k < g	s > k = g	s < k < g	s > k > g	s < k = g
6	m. dwugłowy ramienia	s < k < g	s < k < g	s > k = g	s < k < g	s > k = g	s < k = g
7	m. prost. prom. nadgarstka	s < k < g	s < k < g	s > k = g	s < k = g	=	s < k = g
8	m. prost. wspólny palców	s < k < g	s < k < g	s = k > g	s < g	s > k = g	s < g
9	m. prost. boczny palców	s < k = g	s < k = g	s = k > g	s < g	=	=
10	m. prost. łokciowy nadgarstka	s < k < g	s < k < g	s > k > g	s < k < g	=	k < g
11	m. zgin. łokciowy nadgarstka	s < k < g	s < k < g	s = k > g	s < k < g	s = g > k	=
12	m. piszczelowy doczaszkowy	s < k < g	s < k < g	s > k > g	s < k < g	=	=
13	m. prost. długi palców	s < k < g	s < k < g	s > k > g	s < k < g	=	s < k < g
14	m. dwugłowy uda	s < k = g	s < k < g	s > k > g	s < k < g	=	=
15	m. czworogłowy uda	s = k < g	s = k < g	s > k > g	s = k < g	=	s = k < g
16	m. napinacz powięzi szerokiej	s < k < g	s < k < g	s > g	s < k < g	=	s < g
17	mm. pośladkowe	s < k < g	s < k < g	s > k > g	s < k < g	=	s < k = g
18	m. półścięgnisty	k < g	s = k < g	s > k = g	s = k < g	=	s < g
19	m. półbłoniasty	s < k < g	s < k < g	s > k > g	s = k < g	=	s < k

Tabela 68. Zmienność cech sygnału sEMG związana ze zmianą chodu ze stępa (s) do kłusa (k) i z kłusa do galopu (g) wykazana dla badanych mieśni szkieletowych koni.

Amplituda – wprost proporcjonalna miara wartości bezwzględnej sygnału; RMS – siła sygnału – wprost proporcjonalna miara zmienności sygnału; czas trwania pęczka aktywności; iEMG – zintegrowana aktywność EMG; MF – mediana częstotliwości; SNR – stosunek sygnału do szumu – odwrotnie proporcjonalna miara czystości sygnału. Wraz ze zmianą chodu: < – wzrost wartości cechy; > spadek wartości cechy; = – brak zmiany wartości cechy.

Uzyskane wyniki pozwalają przyjąć trzecią hipotezę badawczą zgodnie z którą cechy sygnału sEMG rejestrowane w optymalnej lokalizacji różnią się w zależności od chodu konia. Obserwacja ta pozwoli poszerzyć platformę wymiany wyników oraz doświadczeń klinicznych pomiędzy różnymi ośrodkami zmniejszając ograniczenia wynikające z prowadzenia pomiarów sEMG w zróżnicowanych układach doświadczalnych. Prezentowane wyniki wypełniają lukę w dostępnej wiedzy dotyczącej rejestracji aktywności mioelektrycznej wybranych mięśni szkieletowych koni w zakresie optymalizacji lokalizacji elektrod powierzchniowych, powiązania jakości sygnału sEMG z cechami strukturalnymi w miejscu rejestracji sygnału oraz charakterystyki sygnału sEMG w optymalnych lokalizacjach w podstawowych chodach konia. Proponowane rekomendacje stanowią swoisty przewodnik praktyczny wspierający rejestrację sygnału sEMG, który ma na celu ułatwienie dalszych badań funkcjonalnych mięśni koni i ich szersze zastosowanie kliniczne w diagnostyce kulawizny, diagnostyce neurologicznej, doborze ćwiczeń rehabilitacyjnych i treningowych oraz monitorowaniu postępów rehabilitacji i leczenia chorób aparatu ruchu i chorób o podłożu neuromotorycznym.

# 7 Wnioski

- 1. Sygnał sEMG rejestrowany wzdłuż przebiegu badanych mięśni szkieletowych koni wykazuje zmienność zależną od lokalizacji elektrod powierzchniowych.
- 2. Optymalna lokalizacja elektrod powierzchniowych dla rejestracji sygnału sEMG znajduje się w okolicy:
  - a. części bliższej brzuśca m. trójgłowego ramienia oraz m. dwugłowego ramienia;
  - b. środka brzuśca m. podobojczykowego, m. nadgrzebieniowego, m. podgrzebieniowego, m. prostownika promieniowego nadgarstka, m. prostownika wspólnego palców, m. prostownika bocznego palców, m. piszczelowego doczaszkowego, m. napinacza powięzi szerokiej oraz m. półbłoniastego;
  - c. części dalszej brzuśca m. naramiennego, m. prostownika łokciowego nadgarstka, m. zginacza łokciowego nadgarstka, m. prostownika długiego palców, m. dwugłowego uda, m. czworogłowego uda, mm. pośladkowych oraz m. półścięgnistego.
- 3. Zmienność sygnału sEMG związana z przejściem do wyższego chodu konia obejmuje:
  - a. wzrost wartości bezwzględnej i zmienności sygnału, wzrost zintegrowanej aktywności elektromiograficznej oraz spadek czasu trwania pęczka aktywności charakterystyczny dla wszystkich badanych mięśni;
  - b. zmniejszenie czystości sygnału specyficzne dla poszczególnych mięśni.

#### 8 Wykaz skrótów

AAEP – American Association of Equine Practitioners – Amerykańskie Stowarzyszenie Lekarzy Praktyków ds. Koni

ARV - average rectified value - wartość średnia przebiegu czasowego

BIA - bioelectrical impedance analysis - analiza impredancji bioelektryczne

CEDE – Consensus for Experimental Design in Electromyography

COG - center of gravity - środek ciężkości

COP - center of pressure - siła nacisku

CSA – cross sectional area – pole przekroju poprzecznego

CT - computed tomography - tomografia komputerowa

cz – czujnik

D/stride D – *duration of total stride duration* – czas trwania aktywności mioelektrycznej względem czasu trwania kroku

DEXA – *dual–energy X–ray absopriometry* – dwuenergetyczna absorpcjometria rentgenowską

e – elektroda

EMG - electromyography - elektromiografia

FES - functional electrical stimulation - elektrostymulacja funkcjonalna

GRF - ground reaction force - siła reakcji podłoża

iEMG - integrated electromyography - zintegrowana aktywność EMG

IMU - inertial measurement unit - inercyjna jednostka pomiarowa

ISEK –International Society of Electromyography and Kinesiology Guidelines

lCSA - ligament cross sectional area - pole przekroju poprzecznego więzadła

m. – mięsień

MCS - motion capture system - system przechwytywania ruchu

mCSA - muscle cross-sectional area - pole przekroju poprzecznego mięśnia

MF – median frequency – mediana częstotliwości

mm. – mięśnie

MMA – maximum muscle activity – maksymalna aktywność mięśni

MMG - mechanomyography - mechanomiografia

MML - mean mode locations - średnia lokalizacja trybu

MMV - mean mode values - średnia wartość trybu

MNT – mechanical nociceptive treshold – mechaniczny próg reakcji nocyceptywnej

MRI - magnetic resonance imaging - obrazowanie metodą rezonansu magnetycznego

MT - muscle thickness - grubość mięśnia

MUAP - motor unit action potential - potencjał czynnościowy jednostki motorycznej

nEMG - needle electromyography - elektromiografia igłowa

NWR - nociceptive withdrawal reflex - odruch wycofania nocyceptywnego

PAF – peak amplitude frequency – częstotliwość amplitudy szczytowej

PAF' – peak alpha frequency – częstotliwość szczytowej fal alfa

RMS - root mean square - siła sygnału

ROI – *region of interest* – obszar zainteresowania

RVC - reference voluntary contraction - spontaniczny skurcz referencyjny

SD-standard deviation - odchylenie standardowe

sEMG - surface electromyography - elektromiografia powierzchniowa

SENIAM – Surface Electromyography for Non–Invasive Assesment of Muscle

SF-Skin - subcutaneous fat plus skin thickness - grubość skóry i warstwy podskórnego

SNR - signal to noise ratio - stosunek sygnału do szumu

tCSA - tendon cross sectional area - pole przekroju poprzecznego ścięgna

TGS - time gain compensation - zasięgowa regulacja wzmocnienia

TT – tendon thickness – grubość ścięgna

USG – *ultrasonography* – badanie ultrasonograficzne

# 9 Literatura

- Abuja, G. A., García–López, J. M., Manso–Díaz, G., Spoormakers, T. J. P., & Taeymans, O. (2014). The cranial nuchal bursa: Anatomy, ultrasonography, magnetic resonance imaging and endoscopic approach. *Equine Veterinary Journal*, 46(6), 745–750. https://doi.org/10.1111/evj.12226
- Achamrah, N., Colange, G., Delay, J., Rimbert, A., Folope, V., Petit, A., Grigioni, S., Déchelotte, P., & Coëffier, M. (2018). Comparison of body composition assessment by DXA and BIA according to the body mass index: A retrospective study on 3655 measures. *PLoS ONE*, *13*(7). https://doi.org/10.1371/journal.pone.0200465
- Adrian, A. M., Barrett, M. F., Werpy, N. M., Kawcak, C. E., Chapman, P. L., & Goodrich, L. R. (2017). A comparison of arthroscopy to ultrasonography for identification of pathology of the equine stifle. *Equine Veterinary Journal*, 49(3), 314–321. https://doi.org/10.1111/evj.12541
- Ahrari–Khafi, M. S., Tabatabaei Naeini, A., & Ajvadi, N. (2018). Ultrasonographic evaluation of normal scapula in the horse. *Bulgarian Journal of Veterinary Medicine*, 21(1), 50–58. https://doi.org/10.15547/bjvm.1062
- Allami Sanjani, M., Tahami, E., & Veisi, G. (2023a). A review of surface electromyography applications for the jaw muscles characterization in rehabilitation and disorders diagnosis. *Medicine in Novel Technology and Devices*, 20, 100261. https://doi.org/10.1016/j.medntd.2023.100261
- Allami Sanjani, M., Tahami, E., & Veisi, G. (2023b). A review of surface electromyography applications for the jaw muscles characterization in rehabilitation and disorders diagnosis. *Medicine in Novel Technology and Devices*, 20, 100261. https://doi.org/10.1016/J.MEDNTD.2023.100261
- Aman, J. E., Valberg, S. J., Elangovan, N., Nicholson, A., Lewis, S. S., & Konczak, J. (2018). Abnormal locomotor muscle recruitment activity is present in horses with shivering and Purkinje cell distal axonopathy. *Equine Veterinary Journal*, 50(5), 636–643. https://doi.org/10.1111/evj.12813
- Andersen, T., & Skov, M. (2017). *Exploring Use of Surface Electromyography during Horse Riding*. Aalborg University.
- Angelakis, E., Lubar, J. F., Stathopoulou, S., & Kounios, J. (2004). Peak alpha frequency: an electroencephalographic measure of cognitive preparedness. *Clinical Neurophysiology*, 115(4), 887–897. https://doi.org/10.1016/j.clinph.2003.11.034
- Animal and Plant Health Inspection Service. (2001). *National Economic Cost of Equine Lameness, Colic, and Equine Protozoal Myeloencephalitis (EPM) in the United States.* http://www.aphis.usda.gov/vs/ceah/cahm
- Ashdown, R. R., & Stanley, D. H. (2012). *Color Atlas of Veterinary Anatomy, Volume 2, The Horse* (2nd ed.). Mosby.
- Ashton, N. (2018). Partial avulsion of the ulnaris lateralis and enthesiopathy of the lateral epicondyle of the humerus in a thoroughbred race horse. *Irish Veterinary Journal*, 71(1). https://doi.org/10.1186/s13620-018-0120-6
- Barrett, M. F., Goorchenko, G. E., & Frisbie, D. D. (2023). Comparison of Ultrasound and Magnetic Resonance Imaging for Identifying Soft Tissue Abnormalities in the Palmar Aspect of the Equine Digit. *Animals*, 13(14). https://doi.org/10.3390/ani13142328
- Barsanti, R. R., Fonseca, B. P. A., Silvatti, A. P., Simonato, S. P., Pereira, V. G., Martins, N. A., Salazar, D. V. V., & Vieira, E. G. (2021). Descriptive electromyography signals analysis of equine longissimus dorsi, rectus abdominis and gluteus medius muscles during maneuvers used to activate

the core. *Arquivo Brasileiro de Medicina Veterinária e Zootecnia*, 73(4), 843–852. https://doi.org/10.1590/1678–4162–12141

- Beretta Piccoli, M., Rainoldi, A., Heitz, C., Wüthrich, M., Boccia, G., Tomasoni, E., Spirolazzi, C., Egloff, M., & Barbero, M. (2014). Innervation zone locations in 43 superficial muscles: Toward a standardization of electrode positioning. *Muscle & Nerve*, 49(3), 413–421. https://doi.org/10.1002/mus.23934
- Bertoni, L., Seignour, M., de Mira, M. C., Coudry, V., Audigie, F., & Denoix, J.–M. (2013). Fractures of the third trochanter in horses: 8 cases (2000–2012). *JAVMA*, *15*(2), 231–267.
- Besomi, M., Hodges, P. W., Clancy, E. A., Van Dieën, J., Hug, F., Lowery, M., Merletti, R., Søgaard, K., Wrigley, T., Besier, T., Carson, R. G., Disselhorst–Klug, C., Enoka, R. M., Falla, D., Farina, D., Gandevia, S., Holobar, A., Kiernan, M. C., McGill, K., ... Tucker, K. (2020). Consensus for experimental design in electromyography (CEDE) project: Amplitude normalization matrix. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 53, 102438. https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2020.102438
- Besomi, M., Hodges, P. W., Van Dieën, J., Carson, R. G., Clancy, E. A., Disselhorst–Klug, C., Holobar, A., Hug, F., Kiernan, M. C., Lowery, M., McGill, K., Merletti, R., Perreault, E., Søgaard, K., Tucker, K., Besier, T., Enoka, R., Falla, D., Farina, D., ... Wrigley, T. (2019). Consensus for experimental design in electromyography (CEDE) project: Electrode selection matrix. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 48, 128–144. https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2019.07.008
- Birch, H. L., McLaughlin, L., Smith, R. K., & Goodship, A. E. (1999). Treadmill exercise–induced tendon hypertrophy: assessment of tendons with different mechanical functions. *Equine Veterinary Journal. Supplement*, 30, 222–226. https://doi.org/10.1111/j.2042–3306.1999.tb05222.x
- Bolen, G., Busoni, V., Jacqmot, O., & Snaps, F. (2007). Sonographic anatomy of the palmarodistal aspect of the equine digit. *Veterinary Radiology and Ultrasound*, 48(3), 270–275. https://doi.org/10.1111/j.1740–8261.2007.00241.x
- Bosch, S., Serra Bragança, F., Marin–Perianu, M., Marin–Perianu, R., van der Zwaag, B. J., Voskamp, J., Back, W., Van Weeren, R., & Havinga, P. (2018). Equimoves: A wireless networked inertial measurement system for objective examination of horse gait. *Sensors (Switzerland)*, 18(3). https://doi.org/10.3390/s18030850
- Boyle, A. G. (2021). Respiratory Distress in the Adult and Foal. In *Veterinary Clinics of North America* – *Equine Practice* (Vol. 37, Issue 2, pp. 311–325). W.B. Saunders. https://doi.org/10.1016/j.cveq.2021.04.005
- Busse, N. I., Gonzalez, M. L., Krason, M. L., & Johnson, S. E. (2021). β–Hydroxy β–methylbutyrate supplementation to adult Thoroughbred geldings increases type IIA fiber content in the gluteus medius. *Journal of Animal Science*, *99*(10). https://doi.org/10.1093/jas/skab264
- Cathcart, J., Ellis, K. L., & Moorman, V. J. (2024). Short term use of balance pads on postural sway and musculus multifidus cross sectional area in horses. *Journal of Equine Rehabilitation*, 2, 100006. https://doi.org/10.1016/j.eqre.2024.100006
- Cebula, M., Modlińska, S., Bosowska, J., Cebula, A., Bożek, O., & Winder, M. (2021). *Podstawy Badania Ultrasonograficznego* (J. Baron & J. Plich–Kowalczyk, Eds.). Śląski Uniwersytet Medyczny w Katowicach.
- Cercone, M., Hokanson, C. M., Olsen, E., Ducharme, N. G., Mitchell, L. M., Piercy, R. J., & Cheetham, J. (2019). Asymmetric recurrent laryngeal nerve conduction velocities and dorsal cricoarytenoid muscle electromyographic characteristics in clinically normal horses. *Scientific Reports*, 9(1),

2713. https://doi.org/10.1038/s41598-019-39189-z

- Cercone, M., Olsen, E., Perkins, J. D., Cheetham, J., Mitchell, L. M., & Ducharme, N. G. (2019). Investigation into pathophysiology of naturally occurring palatal instability and intermittent dorsal displacement of the soft palate (DDSP) in racehorses: Thyro–hyoid muscles fatigue during exercise. *PLOS ONE*, *14*(10), e0224524. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0224524
- Chanda, M., Klinphayom, C., Sungsuwan, T., Senarat, W., Thongkham, E., Kamlangdee, A., & Senarat, N. (2021). Diagnostic imaging features, cytological examination, and treatment of lymphocytic tenosynovitis of the common digital extensor tendon sheath in an eventing horse. *Veterinary and Animal Science*, 14. https://doi.org/10.1016/j.vas.2021.100209
- Cheung, T. K., Warren, L. K., Lawrence, L. M., & Thompson, K. N. (1998). Electromyographic activity of the long digital extensor muscle in the exercising Thoroughbred horse. *Equine Veterinary Journal*, *30*(3), 251–255. https://doi.org/10.1111/j.2042–3306.1998.tb04496.x
- Colborne, G. R., Birtles, D. M., & Cacchione, I. C. (2001). Electromyographic and kinematic indicators of fatigue in horses: a pilot study. *Equine Veterinary Journal*, *33*(S33), 89–93. https://doi.org/10.1111/j.2042–3306.2001.tb05367.x
- Crecan, C. M., & Peştean, C. P. (2023). Inertial Sensor Technologies—Their Role in Equine Gait Analysis, a Review. In *Sensors* (Vol. 23, Issue 14). Multidisciplinary Digital Publishing Institute (MDPI). https://doi.org/10.3390/s23146301
- Crook, T. C., Wilson, A., & Hodson–Tole, E. (2010). The effect of treadmill speed and gradient on equine hindlimb muscle activity. *Equine Veterinary Journal*, 42(s38), 412–416. https://doi.org/10.1111/j.2042–3306.2010.00222.x
- Cullen, T. E., Semevolos, S. A., Stieger–Vanegas, S. M., & Duesterdieck–Zellmer, K. (2020a). Muscle tears as a primary cause of lameness in horses: 14 cases (2009–2016). *CVJ*, 61.
- Daniel, C. R., Taylor, S. E., McPhee, S., Wolfram, U., Schwarz, T., Sommer, S., & Kershaw, L. E. (2023). Relationship between CT–Derived Bone Mineral Density and UTE–MR–Derived Porosity Index in Equine Third Metacarpal and Metatarsal Bones. *Animals*, 13(17). https://doi.org/10.3390/ani13172780
- Davies, H. M. (2002). Dorsal metacarpal cortex ultrasound speed and bone size and shape. *Equine* Veterinary Journal. Supplement, 34, 337–339. https://doi.org/10.1111/j.2042–3306.2002.tb05443.x
- Deacon, R. M. J. (2013). Measuring motor coordination in mice. *Journal of Visualized Experiments : JoVE*, 75. https://doi.org/10.3791/2609
- Denoix, J. M., & Coudry, V. (2019). Ultrasonographic examination of the quadriceps femoris muscle: Normal images and findings. In *Equine Veterinary Education* (Vol. 31, Issue 9, pp. 478–482). Equine Veterinary Journal Ltd. https://doi.org/10.1111/eve.12886
- Depecker, M., Bizon–Mercier, C., & Couroucé–Malblanc, A. (2014). Ultrasound–guided atlanto– occipital puncture for cerebrospinal fluid analysis on the standing horse. *Veterinary Record*, 174(2), 45. https://doi.org/10.1136/vr.101758
- Diez Bernal, S., Studer, N., Thormann, W., Spadavecchia, C., & Levionnois, O. (2020). Pharmacokinetic–pharmacodynamic modelling of the antinociceptive effect of a romifidine infusion in standing horses. *Veterinary Anaesthesia and Analgesia*, 47(1), 129–136. https://doi.org/10.1016/j.vaa.2019.06.010
- Domańska–Kruppa, N., Wierzbicka, M., & Stefanik, E. (2024). Advances in the Clinical Diagnostics to Equine Back Pain: A Review of Imaging and Functional Modalities. *Animals*, *14*(5), 698.

https://doi.org/10.3390/ani14050698

- Domino, M., Borowska, M., Stefanik, E., Domańska–Kruppa, N., & Turek, B. (2025). The effect of cutoff frequency on signal features when filtering equine sEMG signal from selected extensor muscle during walk. *International Conference on Information Technologies in Biomedicine*, 1–12.
- Domino, M., Romaszewski, M., Jasiński, T., & Maśko, M. (2020). Comparison of the surface thermal patterns of horses and donkeys in infrared thermography images. *Animals*, *10*(12), 1–20. https://doi.org/10.3390/ani10122201
- Duran, S. (2016). Materiały Warsztatowe. Podkowet III.
- Dyson, S. (2013). Equine Lameness: Clinical Judgment Meets Advanced Diagnostic Imaging.
- Dyson, S. (2016). Evaluation of poor performance in competition horses: A musculoskeletal perspective. Part 1: Clinical assessment. In *Equine Veterinary Education* (Vol. 28, Issue 5, pp. 284–293). Equine Veterinary Journal Ltd. https://doi.org/10.1111/eve.12426
- Dyson, S., & Greve, L. (2016). Subjective Gait Assessment of 57 Sports Horses in Normal Work: A Comparison of the Response to Flexion Tests, Movement in Hand, on the Lunge, and Ridden. *Journal of Equine Veterinary Science*, *38*, 1–7. https://doi.org/10.1016/j.jevs.2015.12.012
- Eveleigh, K. J., Deluzio, K. J., Scott, S. H., & Laende, E. K. (2023). Principal component analysis of whole–body kinematics using markerless motion capture during static balance tasks. *Journal of Biomechanics*, 152, 111556. https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2023.111556
- Farina, D., & Rainoldi, A. (1999). Compensation of the effect of sub-cutaneous tissue layers on surface EMG: a simulation study. In *Medical Engineering & Physics* (Vol. 21). www.elsevier.com/locate/medengphy
- Fitzharris, L. E., Hezzell, M. J., McConnell, A. K., & Allen, K. J. (2023). Training the equine respiratory muscles: Ultrasonographic measurement of muscle size. *Equine Veterinary Journal*, 55(2), 295– 305. https://doi.org/10.1111/evj.13598
- Fitzharris, L. E., Meehan, L. J., Hezzell, M. J., & Allen, K. J. (2020). The equine diaphragm: A novel technique for repeatable ultrasound measurement. *Veterinary Radiology and Ultrasound*, 61(6), 705–717. https://doi.org/10.1111/vru.12903
- Frandson, R. D. ., Wilke, W. Lee., & Fails, A. Dee. (2009). *Anatomy and physiology of farm animals*. Wiley–Blackwell.
- Franklin, S., Grey, M. J., Heneghan, N., Bowen, L., & Li, F. X. (2015). Barefoot vs common footwear: A systematic review of the kinematic, kinetic and muscle activity differences during walking. In *Gait and Posture* (Vol. 42, Issue 3, pp. 230–239). Elsevier. https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.05.019
- Fürst, A., Kaegi, B., & Haas, C. (2010). Rupture of the extensor carpi radialis tendem in two horses. Schweizer Archiv Fur Tierheilkunde, 152(4), 183–187. https://doi.org/10.1024/0036– 7281/a000041
- Gamucci, F., Pallante, M., Molle, S., Merlo, E., & Bertuglia, A. (2022). A Preliminary Study on the Use of HD–sEMG for the Functional Imaging of Equine Superficial Muscle Activation during Dynamic Mobilization Exercises. *Animals*, *12*(6). https://doi.org/10.3390/ani12060785
- García Liñeiro, J. A., Graziotti, G. H., Rodríguez Menéndez, J. M., Ríos, C. M., Affricano, N. O., & Victorica, C. L. (2017). Structural and functional characteristics of the thoracolumbar multifidus muscle in horses. *Journal of Anatomy*, 230(3), 398–406. https://doi.org/10.1111/joa.12564

Garrett, K. S. (2021). Musculoskeletal Ultrasound of the Foal.

- Garrett, K. S. (2022). Ultrasonography of The Hock. In J. A. Kidd, K. G. Lu, & M. L. Frazer (Eds.), *Atlas of Equine Ultrasonography* (2nd ed.). Wiley. https://doi.org/10.1002/9781119514671.fmatter
- Geiger, C. (2012). Radiologische Befunderhebung an der Brustwirbelsäule des Pferdes gemäß des Röntgenleitfadens 2007 unter Berücksichtigung der klinischen Relevanz.
- Genovese, R. L., Rantanen, N. W., Hauser, M. L., & Simpson, B. S. (1986). Diagnostic Ultrasonography of Equine Limbs. Veterinary Clinics of North America: Equine Practice, 2(1), 145–226. https://doi.org/10.1016/S0749–0739(17)30738–1
- George, S. L., Spoormakers, T., Smit, J. I., Hobbs, S., Clayton, H., Roy, S., van Weeren, P., Richards, J., & Bragança, F. (2022). Adaptations in equine appendicular muscle activity and movement occur during induced fore– and hindlimb lameness: An electromyographic and kinematic evaluation. *Frontiers in Veterinary Science*, 9(989522), 1–21. https://doi.org/10.3389/fvets.2022.989522
- George, L. St., & Williams, J. M. (2013). Electromyographic evaluation of approach stride, jump stride and intermediate stride in selected superficial muscles of the jumping horse: a preliminary study. *Comparative Exercise Physiolog*, *9*, 23–32.
- Germonpré, J., Vandekerckhove, L. M. J., Raes, E., Chiers, K., Jans, L., & Vanderperren, K. (2023). Post-mortem feasibility of dual-energy computed tomography in the detection of bone edema-like lesions in the equine foot: a proof of concept. *Frontiers in Veterinary Science*, 10. https://doi.org/10.3389/fvets.2023.1201017
- Gillis, C. (1999). Spinal ligament pathology. *The Veterinary Clinics of North America. Equine Practice*, 15(1), 97–101. https://doi.org/10.1016/S0749–0739(17)30166–9
- Gillis, C., Sharkey, N., Stover, S., Pool, R., Meagher, D., & Willits, N. (1995). Ultrasonography as a method to determine tendon cross-sectional area. *Am J Vet Res.*, *56*(10), 1270–1274.
- Giovagnoli, C., Piermati, G., Castellano, G., Reitano, G., & Silvestrelli, M. (1998). Analysis of neck muscle (Splenius) activity during jumping by surface video–electromyography technique. *Conference on Equine Sports Medicine and Science (CESMAS)*, 57–60.
- Gomes–Costa, M., Roupa, I., Pequito, M., Prazeres, J., Gaivão, M., Abrantes, J., & Clayton, H. M. (2015). The Use of Pressure Plates for Static Center of Pressure Analysis in Horses. *Journal of Equine Veterinary Science*, 35(4), 315–320. https://doi.org/10.1016/j.jevs.2015.02.002
- Gómez Álvarez, C. B., Bobbert, M. F., Lamers, L., Johnston, C., Back, W., & Van Weeren, P. R. (2008). The effect of induced hindlimb lameness on thoracolumbar kinematics during treadmill locomotion. *Equine Veterinary Journal*, 40(2), 147–152. https://doi.org/10.2746/042516408X250184
- Gómez Álvarez, C. B., & Oosterlinck, M. (2023). The ongoing quest for a validated, universally accepted visual lameness grading scale. *Equine Veterinary Journal*, 55(1), 5–8. https://doi.org/10.1111/evj.13896
- Hamidi, H., Mohammadian, E., Asadullah, M., Azdarpour, A., & Rafati, R. (2015). Effect of ultrasound radiation duration on emulsification and demulsification of paraffin oil and surfactant solution/brine using Hele–shaw models. *Ultrasonics Sonochemistry*, 26, 428–436. https://doi.org/10.1016/j.ultsonch.2015.01.009
- Harrison, A., Riis, K. H., Harrison, A. P., & Riis–Olesen, K. (2013). Non–invasive assessment of equine muscular function: A case study. *Open Veterinary Journal*, 3(2), 2226–4485. http://www.openveterinaryjournal.com

- Haussler, K. K. (2020). Pressure algometry for the detection of mechanical nociceptive thresholds in horses. *Animals*, *10*(12), 1–22. https://doi.org/10.3390/ani10122195
- Haussler, K. K., & Erb, H. N. (2006). Pressure algometry for the detection of induced back pain in horses: A preliminary study. *Equine Veterinary Journal*, 38(1), 76–81. https://doi.org/10.2746/042516406775374225
- Head, M. (2022). Ultrasonography of The Pelvis. In *Atlas of Equine Ultrasonography* (pp. 183–189). Wiley. https://doi.org/10.1002/9781119514671.fmatter
- Hermens, H. J., Freriks, B., Merletti, R., Stegeman, D., Blok, J., Rau, G., Disselhorst–Klug, C., & Hägg, G. (n.d.). *European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy Results of the SENIAM project*.
- Hernlund, E., Rhodin, M., Serra Bragança, F. M., & René van Weeren, P. (2024). Quantitative Assessment of Locomotion in the Athletic Horse. In *Equine Sports Medicine and Surgery* (pp. 292–304). Elsevier. https://doi.org/10.1016/B978–0–7020–8370–9.00015–1
- Hobbs, S. J., Robinson, M. A., & Clayton, H. M. (2018). A simple method of equine limb force vector analysis and its potential applications. *PeerJ*, 2018(2). https://doi.org/10.7717/peerj.4399
- Huntington, P., Seneque, S., Slocombe, R., JeffcottT, L., Mclean, A., & Luff, A. (1991). Use of phenytoin to treat horses with Australian stringhalt. *Australian Veterinary Journal*, 68(7), 221–224. https://doi.org/10.1111/j.1751–0813.1991.tb03210.x
- Ibitoye, M. O., Hamzaid, N. A., Zuniga, J. M., & Abdul Wahab, A. K. (2014). Mechanomyography and muscle function assessment: A review of current state and prospects. In *Clinical Biomechanics* (Vol. 29, Issue 6, pp. 691–704). Elsevier Ltd. https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2014.04.003
- Iimori, M., Tamura, N., Seki, K., & Kasashima, Y. (2022). Relationship between the ultrasonographic findings of suspected superficial digital flexor tendon injury and the prevalence of subsequent severe superficial digital flexor tendon injuries in Thoroughbred horses: a retrospective study. *Journal of Veterinary Medical Science*, 84(2), 261–265. https://doi.org/10.1292/jvms.21–0028
- Jabłońska, M., Mączyński, J., Fryzowicz, A., & Ogurkowska, M. (2021). Electromyographic assessment of muscle fatigue after the Biering–Sorensen test in subjects with low back pain who underwent the McKenzie treatment. Acta Bioeng Biomech, 23(3), 87–96.
- Jacobs, C. C., Schnabel, L. V., McIlwraith, C. W., & Blikslager, A. T. (2022). Non–steroidal anti– inflammatory drugs in equine orthopaedics. In *Equine Veterinary Journal* (Vol. 54, Issue 4, pp. 636–648). Equine Veterinary Journal Ltd. https://doi.org/10.1111/evj.13561
- Johnson, J. P., Vinardell, T., & David, F. (n.d.). Ultrasound–guided injections of the equine head and neck: review and expert opinion.
- Jones, S. A., Whitcomb, M. B., Vaughan, B., Goorchenko, G., Busch, R., Kilcoyne, I., & Spriet, M. (2022). Ultrasonographic diagnosis of femoral fractures in large animals. *Journal of the American Veterinary Medical Association*, 260(13), 1675–1682. https://doi.org/10.2460/javma.22.02.0081
- Kearns, C. F., McKeever, K. H., & Abe, T. (2002). Overview of horse body composition and muscle architecture: Implications for performance. In *Veterinary Journal* (Vol. 164, Issue 3, pp. 224–234). https://doi.org/10.1053/tvjl.2001.0702
- Keegan, K. G., Keegan, K. G., & Acvs, D. (2010). *The Lameness Locator (wireless inertial sensors for detection of lameness in horses)*. https://cabidigitallibrary.org
- Kidd, J. A., Lu, K. G., & Frazer, M. L. (2022). Atlas of Equine Ultrasonography. In *Atlas of Equine Ultrasonography* (2nd ed.). Wiley. https://doi.org/10.1002/9781119514671.fmatter
- Knaggs, H., Tabor, G., & Williams, J. M. (2022). An initial investigation into the effects of the equine transeva technique (pulsating current electrotherapy) on the equine Gluteus superficialis. *Comparative Exercise Physiology*, 18(1), 27–35. https://doi.org/10.3920/CEP210001
- König, H. E., & Liebich, H.–G. (n.d.). *Veterinary Anatomy of Domestic Animals* (H. E. König & H.–G. Liebich, Eds.; 7th ed.). Georg Thieme Verlag.
- Krysiak, K., Kobryń, H., & Kobryńczuk, F. (2011). *Anatomia zwierząt. Tom 1. Aparat ruchowy* (Vol. 1). Wydawnictwo Naukowe PWN.
- le Jeune, S., & Whitcomb, M. B. (2014). Ultrasound of the Equine Acute Abdomen. In Veterinary Clinics of North America – Equine Practice (Vol. 30, Issue 2, pp. 353–381). W.B. Saunders. https://doi.org/10.1016/j.cveq.2014.04.011
- Levionnois, O. L., Menge, M., Thormann, W., Mevissen, M., & Spadavecchia, C. (2010). Effect of ketamine on the limb withdrawal reflex evoked by transcutaneous electrical stimulation in ponies anaesthetised with isoflurane. *The Veterinary Journal*, 186(3), 304–311. https://doi.org/10.1016/j.tvjl.2009.08.018
- Lindner, A., Signorini, R., Vassallo, J., Tomatis, F., Flores, F. M., Gagliano, M. E., Curiotti, J., & Terragona, E. (2010). Reproducibility and repeatability of equine muscle thickness measurements with ultrasound. *Journal of Equine Veterinary Science*, 30(11), 635–640. https://doi.org/10.1016/j.jevs.2010.10.007
- Lucas, R. G., Rodríguez–Hurtado, I., Álvarez, C. T., & Ortiz, G. (2022). Effectiveness of Neuromuscular Electrical Stimulation and Dynamic Mobilization Exercises on Equine Multifidus Muscle Cross–Sectional Area. *Journal of Equine Veterinary Science*, 113. https://doi.org/10.1016/j.jevs.2022.103934
- Martin, P., Chateau, H., Pourcelot, P., Duray, L., & Cheze, L. (2014). Comparison Between Inertial Sensors and Motion Capture System to Quantify Flexion-Extension Motion in the Back of a Horse. *Equine Veterinary Journal*, 46(S46), 43–43. https://doi.org/10.1111/evj.12267\_131
- Martin–Gimenez, T., Aguirre–Pascasio, C. N., & de Blas, I. (2016). Ultrasonographic Assessment of Regional Fat Distribution and Its Relationship With Body Condition in an Easy Keeper Horse Breed. *Journal of Equine Veterinary Science*, 39, 69–75. https://doi.org/10.1016/j.jevs.2016.01.010
- Marunowski, K. (2022). Ocena tkanki tłuszczowej i mięśniowej metodą rezonansu magnetycznego w populacji pediatrycznej [Gdański Uniwersytet Medyczny]. https://ppm.gumed.edu.pl
- Mayaki, A. M., Abdul Razak, I. S., Adzahan, N. M., Mazlan, M., & Rasedee, A. (2020). Clinical assessment and grading of back pain in horses. *Journal of Veterinary Science*, 21(6), e82. https://doi.org/10.4142/jvs.2020.21.e82
- McClure, S. R., Glickman, L. T., Glickman, N. W., & Weaver, C. M. (2001). Evaluation of dual energy x–ray absorptiometryfor in situ measurement of bone mineral density of equine metacarpi. *AJVR*, 62(5), 752–757.
- Mccracken, M. J., Kramer, J., Keegan, K. G., Lopes, M., Wilson, D. A., Reed, S. K., Lacarrubba, A., & Rasch, M. (2012). Comparison of an inertial sensor system of lameness quantification with subjective lameness evaluation. *Equine Veterinary Journal*, 44(6), 652–656. https://doi.org/10.1111/j.2042–3306.2012.00571.x
- Mcdiarmid, A. (1997). Medial displacement of the biceps brachii in a foal: Clinical, pathological and comparative aspects. *Equine Veterinary Journal*, 29(2), 156–159. https://doi.org/10.1111/j.2042–3306.1997.tb01660.x

- Merletti, R. (1999). Standards for Reporting EMG Data. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 9(1), III–IV.
- Milart, Z. (2002). Anatomiczne Mianownictwo Weterynaryjne. Państwowe Wydawnictwo Rolnicze i Leśne.
- Moiroud, C. H., & Denoix, J. M. (2017). Ultrasound diagnosis of injuries of the cranial meniscotibial ligament of the medial meniscus. *Equine Veterinary Education*, 29(11), 617–620. https://doi.org/10.1111/eve.12698
- Møller–Jensen, M., Blomquist, M. H., Mortensen, C. L., Olsson, I. K. C., & Cuevas–Ramos, G. (2022). Development of an Ultrasound Technique to Evaluate the Popliteal Complex in the Horse. *Animals*, 12(7). https://doi.org/10.3390/ani12070800
- Muceli, S., & Merletti, R. (2024). Tutorial. Frequency analysis of the surface EMG signal: Best practices. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 79. https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2024.102937
- Mühlemann, S., Leandri, M., Risberg, Å. I., & Spadavecchia, C. (2021). Comparison of Threshold and Tolerance Nociceptive Withdrawal Reflexes in Horses. *Animals*, 11(12), 3380. https://doi.org/10.3390/ani11123380
- Muñoz, J. A., Stephen, J., Baptiste, K. E., & Lepage, O. M. (2008). A surgical approach to the lateral compartment of the equine guttural pouch in the standing horse: Modification of the forgotten "Garm technique." *Veterinary Journal*, *177*(2), 260–265. https://doi.org/10.1016/j.tvj1.2007.03.028
- Nauwelaerts, S., Malone, S. R., & Clayton, H. M. (2013). Development of postural balance in foals. *The Veterinary Journal*, *198*, e70–e74. https://doi.org/10.1016/j.tvjl.2013.09.036
- Nicolaou, S., Liang, T., Murphy, D. T., Korzan, J. R., Ouellette, H., & Munk, P. (2012). Dual–energy CT: a promising new technique for assessment of the musculoskeletal system. *AJR. American Journal of Roentgenology*, 199(5 Suppl). https://doi.org/10.2214/ajr.12.9117
- Niedźwiedź, A., Siwińska, N., & Żak, A. (2016). Badanie ultrasonograficzne jamy brzusznej u koni ujęcie praktyczne. *Weterynaria w Terenie*, *10*(1), 56–63.
- Ohlerth, S., & Scharf, G. (2007). Computed tomography in small animals Basic principles and state of the art applications. In *Veterinary Journal* (Vol. 173, Issue 2, pp. 254–271). https://doi.org/10.1016/j.tvjl.2005.12.014
- O'Neill, H. D., Ballegeer, E. A., De Feijter–Rupp, H. L., Stick, J. A., Derksen, F. J., & Robinson, N. E. (2014). Ultrasound–guided biopsy of the cricoarytenoideus lateralis muscle: Technique and safety in horses. *Equine Veterinary Journal*, 46(2), 244–248. https://doi.org/10.1111/evj.12105
- Padaliya, N. R., Ranpariya, J. J., Kumar, D., Javia, C. B., & Barvalia, D. R. (2015). Ultrasonographic assessment of the equine palmar tendons. *Veterinary World*, 8(2), 208–212. https://doi.org/10.14202/vetworld.2015.208–212
- Pallesen, K., Gebara, K., Hopster–Iversen, C., & Berg, L. C. (2023). Development of an equine muscle condition score. *Equine Veterinary Education*, 35(8), e550–e562. https://doi.org/10.1111/eve.13777
- Pasquet, H., Coudry, V., & Denoix, J. M. (2008). Ultrasonographic examination of the proximal tendon of the biceps brachii: Technique and reference images. *Equine Veterinary Education*, 20(6), 331– 336. https://doi.org/10.2746/095777308X295765
- Paushter, A. M., Hague, D. W., Foss, K. D., & Sander, W. E. (2020). Assessment of the cutaneous trunci muscle reflex in neurologically abnormal cats. *Journal of Feline Medicine and Surgery*, 22(12),

1200-1205. https://doi.org/10.1177/1098612X20917810

- Payne, R. C., Hutchinson, J. R., Robilliard, J. J., Smith, N. C., & Wilson, A. M. (2005). Functional specialisation of pelvic limb anatomy in horses (Equus caballus). In *J. Anat* (Vol. 206).
- Peffers, A. (2016). Understanding the Horse's Teeth and Mouth. Crowood.
- Peham, C., Licka, T. F., & Scheidl, M. (2001). Evaluation of a signal–adapted filter for processing of periodic electromyography signals in horses walking on a treadmill. *American Journal of Veterinary Research*, 62(11), 1687–1689. https://doi.org/10.2460/ajvr.2001.62.1687
- Perrin, R., Diguet, A. C., Cantet, P., Bailly, C., Brogniez, L., Dugdale, A., Nisolle, J. F., & Vandeweerd, J. M. (2016). Ex Vivo Assessment of an Ultrasound–Guided Injection Technique of the Navicular Bursa in the Horse. *Journal of Veterinary Medicine Series C: Anatomia Histologia Embryologia*, 45(6), 450–456. https://doi.org/10.1111/ahe.12220
- Petrofsky, J. S. (1980). Filter bank analyser for automatic analysis of the e.m.g. In *Biol. Eng. & Comput* (Vol. 18).
- Pilliner, S., Elmhurst, S., & Davies, Z. (2002). *The Horse in Motion, The Anatomy and Physiology of Equine Locomotion*. Blackwell Publishing Company.
- Pitti, L., Oosterlinck, M., Díaz–Bertrana, M. L., Carrillo, J. M., Rubio, M., Sopena, J., Santana, A., & Vilar, J. M. (2018). Assessment of static posturography and pedobarography for the detection of unilateral forelimb lameness in ponies. *BMC Veterinary Research*, 14(1). https://doi.org/10.1186/s12917–018–1462–8
- Pongratz, U., & Licka, T. (2017). Algometry to measure pain threshold in the horse's back An in vivo and in vitro study. *BMC Veterinary Research*, *13*(1). https://doi.org/10.1186/s12917–017–1002–y
- Popesko, P. (1961a). Atlas Anatomii Topograficznej, Popesko- Tom 3 Miednica i kończyny: Vol. III (Wydanie 3). Państwowe Wydawnictwo Rolnicze i Leśne.
- Popesko, P. (1961b). Atlas Anatomii Topograficznej Zwierząt Tom II Tułów: Vols. II–Tułów (Wydanie 3). Państwowe Wydawnictwo Rolnicze i Leśne.
- Popesko, P. (1990). *Atlas of Topographical Anatomy of The Domestic Animals: Vol. I* (6th ed.). W.B. Saunders.
- Prado, C. M., Birdsell, L. A., & Baracos, V. E. (2009). The emerging role of computerized tomography in assessing cancer cachexia. *Current Opinion in Supportive And Palliative Care*, *3*, 269–275.
- Purefoy Johnson, J., Stack, J. D., Rowan, C., Handel, I., & O'Leary, J. M. (2017). Ultrasound–guided approach to the cervical articular process joints in horses: A validation of the technique in cadavers. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*, 30(3), 165–171. https://doi.org/10.3415/VCOT–16–09–0139
- Pusey, A., Brooks, J., & Jenks, A. (2011). Osteopathy and the Treatment of Horses.
- Rainoldi, A., Melchiorri, G., & Caruso, I. (2004). A method for positioning electrodes during surface EMG recordings in lower limb muscles. *Journal of Neuroscience Methods*, 134(1), 37–43. https://doi.org/10.1016/j.jneumeth.2003.10.014
- Rankins, E. M., Salem, K., Manso Filho, H. C., Malinowski, K., & McKeever, K. H. (2022). Effect of Clenbuterol on Muscle Activity During Exercise in Standardbred Horses. *Journal of Equine Veterinary Science*, 118, 104126. https://doi.org/10.1016/j.jevs.2022.104126

Ravara, B., Gobbo, V., Carraro, U., Gelbmann, L., Pribyl, J., & Schils, S. (2015). Functional electrical

stimulation as a safe and effectivetreatment for equine epaxial muscle spasms: Clinical evaluations and histochemical morphometry of mitochondria in muscle biopsies. *Eur J Transl Myol–Basic Appl Myol*, 25(2), 109–120.

- Ritruechai, P. (2015). A review on the functions of the horse back and longissimus dorsi muscle. *Journal of Applied Animal Science*, 8(3), 9–26.
- Robert, C., Valette, J. P., Degueurce, C., & Denoix, J. M. (1999). Correlation between Surface Electromyography and Kinematics of the Hindlimb of Horses at Trot on a Treadmill. *Cells Tissues Organs*, 165(2), 113–122. https://doi.org/10.1159/000016681
- Robert, C., Valette, J. -P., Pourcelot, P., Audige, F., & Denoix, J. -M. (2002). Effects of trotting speed on muscle activity and kinematics in saddlehorses. *Equine Veterinary Journal*, 34(S34), 295–301. https://doi.org/10.1111/j.2042–3306.2002.tb05436.x
- Robinson, J. A., Naylor, J. M., & Crichlow, E. C. (1990). Use of electromyography for the diagnosis of equine hyperkalemic periodic paresis. *Canadian Journal of Veterinary Research = Revue Canadienne de Recherche Veterinaire*, *54*(4), 495–500.
- Rubin, D. I. (2019). Needle electromyography: Basic concepts. In *Handbook of Clinical Neurology* (Vol. 160, pp. 243–256). Elsevier B.V. https://doi.org/10.1016/B978–0–444–64032–1.00016–3
- Russell, J. W., Hall, M. S., & Kelly, G. M. (2017). Osteochondroma on the cranial aspect of the distal radial metaphysis causing tenosynovitis of the extensor carpi radialis tendon sheath in a horse. *Australian Veterinary Journal*, 95(1–2), 46–48. https://doi.org/10.1111/avj.12543
- Santalucia, V., Hunt, R., & Murphy, M. (2024). A novel radiographic projection for the detection of a scapula body fracture in a Thoroughbred foal. *Equine Veterinary Education*, 36(3), 140–144. https://doi.org/10.1111/eve.13883
- Satoh, M., Higuchi, T., Inoue, S., Miyakoshi, D., & Gotoh, T. (2019). Transcutaneous Ultrasonography Is a Feasible Method for Characterizing the Cricoarytenoideus Dorsalis Muscle in Horses. *Journal of Equine Veterinary Science*, 77, 121–124. https://doi.org/10.1016/j.jevs.2019.03.007
- Satoh, M., Higuchi, T., Inoue, S., Miyakoshi, D., Kajihara, A., Gotoh, T., & Shimizu, Y. (2020a).
  External transcutaneous ultrasound technique in the equine cricoarytenoideus dorsalis muscle: Assessment of muscle size and echogenicity with resting endoscopy. *Equine Veterinary Journal*, 52(4), 500–508. https://doi.org/10.1111/evj.13209
- Satoh, M., Higuchi, T., Inoue, S., Miyakoshi, D., Kajihara, A., Gotoh, T., & Shimizu, Y. (2020b). External transcutaneous ultrasound technique in the equine cricoarytenoideus dorsalis muscle: Assessment of muscle size and echogenicity with resting endoscopy. *Equine Veterinary Journal*, 52(4), 500–508. https://doi.org/10.1111/evj.13209
- Schils, S., & Ober, T. (2022). Functional Electrical Stimulation (FES) in the Diagnosis and Treatment of Musculoskeletal and Neuromuscular Control Abnormalities in Horses – Selected Case Studies. *Journal of Equine Veterinary Science*, 117. https://doi.org/10.1016/j.jevs.2022.104078
- Searle, D., Dart, A., Dart, C., & Hodgson, D. (1999). Equine castration: review of anatomy, approaches, techniques and complications in normal, cryptorchid and monorchid horsees. *Aust Vet J*, 77, 428–434.
- Serrao, M., Ranavolo, A., & Casali, C. (2018). Neurophysiology of gait. In Handbook of Clinical Neurology (Vol. 154, pp. 299–303). Elsevier B.V. https://doi.org/10.1016/B978–0–444–63956– 1.00018–7
- Shaw, K., Ursini, T., Levine, D., Richards, J., & Adair, S. (2021). The Effect of Ground Poles and

Elastic Resistance Bands on Longissimus Dorsi and Rectus Abdominus Muscle Activity During Equine Walk and Trot. *Journal of Equine Veterinary Science*, *107*, 103772. https://doi.org/10.1016/J.JEVS.2021.103772

- Shepherd, M. C., & Pilsworth, R. C. (1994). The use of ultrasound in the diagnosis of pelvic fractures. *Equine Veterinary Education*, 6(4), 223–227. https://doi.org/10.1111/j.2042–3292.1994.tb01141.x
- Silva, S. R., Payan–Carreira, R., Quaresma, M., Guedes, C. M., & Santos, A. S. (2016). Relationships between body condition score and ultrasound skin–associated subcutaneous fat depth in equids. *Acta Veterinaria Scandinavica*, 58. https://doi.org/10.1186/s13028–016–0243–2
- Skiöldebrand, E., Adepu, S., Lützelschwab, C., Nyström, S., Lindahl, A., Abrahamsson–Aurell, K., & Hansson, E. (2023). A randomized, triple–blinded controlled clinical study with a novel disease– modifying drug combination in equine lameness–associated osteoarthritis. *Osteoarthritis and Cartilage Open*, 5(3). https://doi.org/10.1016/j.ocarto.2023.100381
- Smit, I. H., Parmentier, J. I. M., Rovel, T., van Dieen, J., & Serra Bragança, F. M. (2024). Towards standardisation of surface electromyography measurements in the horse: Bipolar electrode location. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 76. https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2024.102884
- Smith, R. K. W. (2008). Tendon and Ligament Injury. AAEP Proceedings, 54, 475–501.
- Smith, R. K. W., Dyson, S. J., Head, M. J., & Butson, R. J. (1996). Ultrasonography of the equine triceps muscle before and after general anaesthesia and in post anaesthetic myopathy. *Equine Veterinary Journal*, 28(4), 311–319. https://doi.org/10.1111/j.2042–3306.1996.tb03095.x
- Spadari, A., Spinella, G., Romagnoli, N., & Valentini, S. (2009). Rupture of the lateral lobe of the biceps brachii tendon in an Arabian horse. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*, 22(3), 253–255. https://doi.org/10.3415/VCOT–08–09–0095
- Spadavecchia, C., Andersen, O. K., Arendt–Nielsen, L., Spadavecchia, L., Doherr, M., & Schatzmann, U. (2004). Investigation of the facilitation of the nociceptive withdrawal reflex evoked by repeated transcutaneous electrical stimulations as a measure of temporal summation in conscious horses. *American Journal of Veterinary Research*, 65(7), 901–908. https://doi.org/10.2460/ajvr.2004.65.901
- Spadavecchia, C., Arendt–Nielsen, L., Andersen, O. K., Spadavecchia, L., Doherr, M., & Schatzmann, U. (2003). Comparison of nociceptive withdrawal reflexes and recruitment curves between the forelimbs and hind limbs in conscious horses. *American Journal of Veterinary Research*, 64(6), 700–707. https://doi.org/10.2460/ajvr.2003.64.700
- Spadavecchia, C., Arendt–Nielsen, L., Andersen, O. K., Spadavecchia, L., & Schatzmann, U. (2005). Effect of romifidine on the nociceptive withdrawal reflex and temporal summation in conscious horses. *American Journal of Veterinary Research*, 66(11), 1992–1998. https://doi.org/10.2460/ajvr.2005.66.1992
- Spadavecchia, C., Levionnois, O., Kronen, P., & Andersen, O. K. (2010). The effects of isoflurane minimum alveolar concentration on withdrawal reflex activity evoked by repeated transcutaneous electrical stimulation in ponies. *The Veterinary Journal*, 183(3), 337–344. https://doi.org/10.1016/j.tvjl.2008.12.011
- Spadavecchia, C., Levionnois, O., Kronen, P. W., Leandri, M., Spadavecchia, L., & Schatzmann, U. (2006). Evaluation of administration of isoflurane at approximately the minimum alveolar concentration on depression of a nociceptive withdrawal reflex evoked by transcutaneous electrical stimulation in ponies. *American Journal of Veterinary Research*, 67(5), 762–769.

https://doi.org/10.2460/ajvr.67.5.762

- Spadavecchia, C., Spadavecchia, L., Andersen, O. K., Arendt–Nielsen, L., Leandri, M., & Schatzmann, U. (2002). Quantitative assessment of nociception in horses by use of the nociceptive withdrawal reflex evoked by transcutaneous electrical stimulation. *American Journal of Veterinary Research*, 63(11), 1551–1556. https://doi.org/10.2460/ajvr.2002.63.1551
- Spoormakers, T. J. P., St. George, L., Smit, I. H., Hobbs, S. J., Brommer, H., Clayton, H. M., Roy, S. H., Richards, J., & Serra Bragança, F. M. (2023). Adaptations in equine axial movement and muscle activity occur during induced fore– and hindlimb lameness: A kinematic and electromyographic evaluation during in–hand trot. *Equine Veterinary Journal*, 55(6), 1112–1127. https://doi.org/10.1111/evj.13906
- St George, L. (2017). *Electromyographic evaluation of muscle firing patterns in the ridden horse during jumping as an objective method of informing current jump training programmes.*
- St. George, L. B., Clayton, H. M., Sinclair, J. K., Richards, J., Roy, S. H., & Hobbs, S. J. (2023). Electromyographic and Kinematic Comparison of the Leading and Trailing Fore– and Hindlimbs of Horses during Canter. *Animals*, 13(11), 1755. https://doi.org/10.3390/ani13111755
- St. George, L., Clayton, H. M., Sinclair, J., Richards, J., Roy, S. H., & Hobbs, S. J. (2021). Muscle Function and Kinematics during Submaximal Equine Jumping: What Can Objective Outcomes Tell Us about Athletic Performance Indicators? *Animals*, 11(2), 414. https://doi.org/10.3390/ani11020414
- St. George, L., Hobbs, S. J., Richards, J., Sinclair, J., Holt, D., & Roy, S. H. (2018). The effect of cutoff frequency when high-pass filtering equine sEMG signals during locomotion. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 43, 28–40. https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2018.09.001
- St. George, L., Roy, S. H., Richards, J., Sinclair, J., & Hobbs, S. J. (2019). Surface EMG signal normalisation and filtering improves sensitivity of equine gait analysis. *Comparative Exercise Physiology*, 15(3), 173–186. https://doi.org/10.3920/CEP190028
- St. George, L., Spoormakers, T. J. P., Roy, S. H., Hobbs, S. J., Clayton, H. M., Richards, J., & Serra Bragança, F. M. (2023). Reliability of surface electromyographic (sEMG) measures of equine axial and appendicular muscles during overground trot. *PLOS ONE*, 18(7), e0288664. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0288664
- St. George, L., & Williams, J. M. (2013). Electromyographic evaluation of approach stride, jump stride and intermediate stride in selected superficial muscles of the jumping horse: A preliminary study. *Comparative Exercise Physiology*, 9(1), 23–32. https://doi.org/10.3920/CEP12024
- Standards for Reporting EMG Data. (2015). *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 25(2), I–II. https://doi.org/10.1016/s1050–6411(15)00054–1
- Stubbs, N. C., Hodges, P. W., Jeffcott, L. B., Cowin, G., Hodgson, D. R., & Mcgowan, C. M. (2006). Functional anatomy of the caudal thoracolumbar and lumbosacral spine in the horse. *Equine Veterinary Journal*, 38(SUPPL.36), 393–399. https://doi.org/10.1111/j.2042–3306.2006.tb05575.x
- Stubbs, N. C., Kaiser, L. J., Hauptman, J., & Clayton, H. M. (2011). Dynamic mobilisation exercises increase cross sectional area of musculus multifidus. *Equine Veterinary Journal*, 43(5), 522–529. https://doi.org/10.1111/j.2042–3306.2010.00322.x
- Sullivan, H., Acutt, E., Barrett, M., Salman, M., Ellis, K., & King, M. (2022). Influence of Chronic Lameness on Thoracolumbar Musculus Multifidus Structure in the Horse. J Equine Vet Sci, 117(104053). https://doi.org/10.1016/j.jevs.2022.104053

- Sun, J., Liu, G., Sun, Y., Lin, K., Zhou, Z., & Cai, J. (2022a). Application of Surface Electromyography in Exercise Fatigue: A Review. *Frontiers in Systems Neuroscience*, 16. https://doi.org/10.3389/fnsys.2022.893275
- Sun, J., Liu, G., Sun, Y., Lin, K., Zhou, Z., & Cai, J. (2022b). Application of Surface Electromyography in Exercise Fatigue: A Review. In *Frontiers in Systems Neuroscience* (Vol. 16). Frontiers Media S.A. https://doi.org/10.3389/fnsys.2022.893275
- Tabozzi, S. A., Stancari, G., Zucca, E., Tajoli, M., Stucchi, L., Lafortuna, C. L., & Ferrucci, F. (2021). Variation of skeletal muscle ultrasound imaging intensity in horses after treadmill exercise: a proof of concept for glycogen content estimation. *BMC Veterinary Research*, 17(1). https://doi.org/10.1186/s12917–021–02818–9
- Takahashi, Y., Mukai, K., Matsui, A., Ohmura, H., & Takahashi, T. (2018). Electromyographic changes in hind limbs of Thoroughbreds with fatigue induced by treadmill exercise. *American Journal of Veterinary Research*, 79(8), 828–835. https://doi.org/10.2460/ajvr.79.8.828
- Takahashi, Y., Mukai, K., Ohmura, H., & Takahashi, T. (2020). Do Muscle Activities of M. Splenius and M. Brachiocephalicus Decrease Because of Exercise–Induced Fatigue in Thoroughbred Horses? *Journal of Equine Veterinary Science*, 86. https://doi.org/10.1016/j.jevs.2019.102901
- Takahashi, Y., Mukai, K., Ohmura, H., & Takahashi, T. (2021). Changes in muscle activity with exercise–induced fatigue in Thoroughbred horses. *Comparative Exercise Physiology*, 17(1), 25– 34. https://doi.org/10.3920/CEP200044
- Tamura, N., Nukada, T., Kato, T., Kuroda, T., Kotoyori, Y., Fukuda, K., & Kasashima, Y. (2017). The use of sonoelastography to assess the recovery of stiffness after equine superficial digital flexor tendon injuries: A preliminary prospective longitudinal study of the healing process. *Equine Veterinary Journal*, 49(5), 590–595. https://doi.org/10.1111/evj.12665
- Tannahill, V. J. (2021). Diagnosis of digital flexor tendon sheath conditions in the horse. *UK–Vet Equine*, *5*(1), 24–31. https://doi.org/10.12968/ukve.2021.5.1.24
- Thrall, D. E. (2010). Diagnostyka radiologiczna w weterynarii (S. Koper, Ed.; 5th ed.). Elsevier.
- Tnibar, M. A., Auer, J. A., & Bakkali, S. (1999). Ultrasonography of the equine shoulder: Technique and normal appearance. *Veterinary Radiology and Ultrasound*, 40(1), 44–57. https://doi.org/10.1111/j.1740–8261.1999.tb01838.x
- Tnibar, M. A., Auer, J. A., & Bakkali, S. (2001). Ultrasonography of the Equine Elbow Technique and Normal Appearance. *Journal of Equine Veterinary Science*, *21*(4), 177–187.
- Traczyk, W. Z. (1997). Fizjologia Człowieka w Zarysie (VII). Wydawnictwo Lekarskie PZWL.
- Trotter, G. W. (1988). Normal and Cryptorchid Castration. *Veterinary Clinics of North America: Equine Practice*, *4*(3), 493–513.
- Uldahl, M., Christensen, J. W., & Clayton, H. M. (2021). Relationships between the Rider's pelvic mobility and balance on a gymnastic ball with equestrian skills and effects on horse welfare. *Animals*, *11*(2), 1–14. https://doi.org/10.3390/ani11020453
- Ursini, T., Shaw, K., Levine, D., Richards, J., & Adair, H. S. (2022). Electromyography of the Multifidus Muscle in Horses Trotting During Therapeutic Exercises. *Frontiers in Veterinary Science*, 9. https://doi.org/10.3389/fvets.2022.844776
- Vaccaro, C., Busetto, R., Dernardini, D., Anselmi, C., & Zotti, A. (2012). Accuracy and precision of computer–assisted analysis of bone density via conventional and digital radiography in relation to dual–energy x–ray absorptiometry. *AJVR*, 73(3), 381–385.

- Valentin, S., & Zsoldos, R. R. (2016). Surface electromyography in animal biomechanics: A systematic review. In *Journal of Electromyography and Kinesiology* (Vol. 28, pp. 167–183). Elsevier Ltd. https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2015.12.005
- van Iwaarden, A., Stubbs, N. C., & Clayton, H. M. (2012). Topographical Anatomy of the Equine M. Cutaneus Trunci in Relation to the Position of the Saddle and Girth. *Journal of Equine Veterinary Science*, 32(9), 519–524. https://doi.org/10.1016/j.jevs.2011.12.005
- van Loon, J. P. A. M., & Van Dierendonck, M. C. (2019). Pain assessment in horses after orthopaedic surgery and with orthopaedic trauma. *Veterinary Journal*, 246, 85–91. https://doi.org/10.1016/j.tvjl.2019.02.001
- van Spijk, J. N., Beckmann, K., Wehrli Eser, M., Boxler, M., Stirn, M., Rhyner, T., Kaelin, D., Saleh, L., & Schoster, A. (2022). Adverse effects of polymyxin B administration to healthy horses. *Journal* of Veterinary Internal Medicine, 36(4), 1525–1534. https://doi.org/10.1111/jvim.16470
- Vieira, S. L., Pavan, T. Z., Junior, J. E., & Carneiro, A. A. O. (2013). Paraffin–Gel Tissue–Mimicking Material for Ultrasound–Guided Needle Biopsy Phantom. *Ultrasound in Medicine and Biology*, 39(12), 2477–2484. https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2013.06.008
- Walmsley, E. A., Steel, C. M., Richardson, J. L., & Whitton, R. C. (2010). Muscle strain injuries of the hindlimb in eight horses: Diagnostic imaging, management and outcomes. *Australian Veterinary Journal*, 88(8), 313–321. https://doi.org/10.1111/j.1751–0813.2010.00597.x
- Wang, J., Tang, L., & E Bronlund, J. (2013). Surface EMG Signal Amplification and Filtering. International Journal of Computer Applications, 82(1), 15–22. https://doi.org/10.5120/14079– 2073
- Watson, J. C., & Wilson, A. M. (2007). Muscle architecture of biceps brachii, triceps brachii and supraspinatus in the horse. *Journal of Anatomy*, 210(1), 32–40. https://doi.org/10.1111/j.1469–7580.2006.00669.x
- Wennerstrand, J., Gómez Álvarez, C. B., Meulenbelt, R., Johnston, C., van Weeren, P. R., Roethlisberger–Holm, K., & Drevemo, S. (2009). Spinal kinematics in horses with induced back pain. *Veterinary and Comparative Orthopaedics and Traumatology*, 22(6), 448–454. https://doi.org/10.3415/VCOT–08–09–0088
- Wennerstrand, J., Johnston, C., Roethlisberger–Holm, K., Erichsen, C., Eksell, P., & Drevemo, S. (2004). Kinematic evaluation of the back in the sport horse with back pain. *Equine Veterinary Journal*, 36(8), 707–711. https://doi.org/10.2746/0425164044848226
- Whitcomb, M. B., Le Jeune, S. S., Macdonald, M. M., Galuppo, L. D., & Judy, C. E. (2006). Disorders of the infraspinatus tendon and bursa in three horses. *JAVMA*, 229(4).
- Wijnberg, I. D., Back, W., De Jong, M., Zuidhof, M. C., Van Den Belt, A. J. M., & Van Der Kolk, J. H. (2004). The role of electromyography in clinical diagnosis of neuromuscular locomotor problems in the horse. *Equine Veterinary Journal*, *36*(8), 718–722. https://doi.org/10.2746/0425164044848019
- Wijnberg, I. D., Franssen, H., Jansen, G. H., van den Ingh, T. S. G. A. M., van der Harst, M. R., & van der Kolk, J. H. (2006). The role of quantitative electromyography (EMG) in horses suspected of acute and chronic grass sickness. *Equine Veterinary Journal*, 38(3), 230–237. https://doi.org/10.2746/042516406776866309
- Wijnberg, I. D., Hardeman, L. C., van der Meij, B. R., Veraa, S., Back, W., & van der Kolk, J. H. (2013). The effect of Clostridium botulinum toxin type A injections on motor unit activity of the deep digital flexor muscle in healthy sound Royal Dutch sport horses. *Veterinary Journal*,

198(SUPPL1). https://doi.org/10.1016/j.tvjl.2013.09.050

- Wijnberg, I. D., Schrama, S. E. A., Elgersma, A. E., Maree, J. T. M., de Cocq, P. D., & Back, W. (2009). Quantification of surface EMG signals to monitor the effect of a Botox treatment in six healthy ponies and two horses with stringhalt: Preliminary study. *Equine Veterinary Journal*, 41(3), 313– 318. https://doi.org/10.2746/042516409X397361
- Williams, J. M. (2018). Electromyography in the Horse: A Useful Technology? *Journal of Equine Veterinary Science*, 60, 43–58.e2. https://doi.org/10.1016/j.jevs.2017.02.005
- Wyche, S. (2022). Horse's Muscles in Motion. Crowood Press.
- Yamada, K., Sato, F., Higuchi, T., Nishihara, K., Kayano, M., Sasaki, N., & Nambo, Y. (2015). Experimental investigation of bone mineral density in Thoroughbreds using quantitative computed tomography. J. Equine Sci., 26(3), 81–87.
- Young, T. R., Duncan, B. T., & Cook, S. B. (2021). Evaluation of muscle thickness of the vastus lateralis by ultrasound imaging following blood flow restricted resistance exercise. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, *41*(4), 376–384. https://doi.org/10.1111/cpf.12704
- Zakia, L. S., Palumbo, M. I. P., Teixeira, R. B. C., Resende, L. A. L., Soares, M. P., de Oliveira-Filho, J. P., Amorim, R. M., & Borges, A. S. (2019). Neuromyotonia in a horse. *Journal of Veterinary Internal Medicine*, 33(1), 287–291. https://doi.org/10.1111/jvim.15353
- Zaneb, H., Kaufmann, V., Stanek, C., Pehman, C., & Licka, T. F. (2009). Quantitative differences in activities of back and pelvic limb muscles during walking and trotting between chronically lame and nonlame horses. *AJVR*, *70*(9), 1129–1134.
- Zanker, A., Wöhr, A.–C., Reese, S., & Erhard, M. (2021). Qualitative and quantitative analyses of polysomnographic measurements in foals. *Scientific Reports*, 11(1), 16288. https://doi.org/10.1038/s41598–021–95770–5
- Zellner, A., Bockstahler, B., & Peham, C. (2017). The effects of Kinesio Taping on the trajectory of the forelimb and the muscle activity of the Musculus brachiocephalicus and the Musculus extensor carpi radialis in horses. *PLOS ONE*, *12*(11), e0186371. https://doi.org/10.1371/journal.pone.0186371
- Zsoldos, R. R., Kotschwar, A., Kotschwar, A. B., Rodriguez, C. P., Peham, C., & Licka, T. (2010). Activity of the equine rectus abdominis and oblique external abdominal muscles measured by surface EMG during walk and trot on the treadmill. *Equine Veterinary Journal*, 42(SUPPL. 38), 523–529. https://doi.org/10.1111/j.2042–3306.2010.00230.x
- Zsoldos, R. R., Voegele, A., Krueger, B., Schroeder, U., Weber, A., & Licka, T. F. (2018). Long term consistency and location specificity of equine gluteus medius muscle activity during locomotion on the treadmill. *BMC Veterinary Research*, *14*(1). https://doi.org/10.1186/s12917–018–1443–y

Wyrażam zgodę na udostępnienie mojej pracy w czytelniach Biblioteki SGGW.

4 JCC 

(czytelny podpis autora)