

AKADEMIA WYCHOWANIA FIZYCZNEGO  
IM. JERZEGO KUKUCZKI W KATOWICACH

Małgorzata Pałac

**MOŻLIWOŚĆ ZASTOSOWANIA ULTRASONOGRAFII  
GŁÓWNYCH MIĘŚNI ODDECHOWYCH W ANALIZIE  
SZYBKOŚCI I WYTRZYMAŁOŚCI NASTOLETNIICH  
PIŁKARZY NOŻNYCH**

Rozprawa na stopień doktora nauk o kulturze fizycznej w postaci zbioru  
opublikowanych i powiązanych tematycznie artykułów naukowych

Promotor:

prof. dr hab. Paweł Linek

KATOWICE 2023

## Spis treści

<b>1. WSTĘP</b> .....	4
<b>2. CEL BADAŃ I PYTANIA BADAWCZE</b> .....	9
<b>3. MATERIAŁ I METODY BADAWCZE</b> .....	12
3.1. ETAP I.....	12
3.1.1 Projekt badań i ekstrakcja danych .....	12
3.1.2 Synteza danych.....	12
3.2 ETAP II .....	13
3.2.1 Projekt i materiał badań.....	13
3.2.2 Procedury pomiarowe i analiza danych.....	13
3.2.3 Statystyka .....	13
3.3 ETAP III.....	14
3.3.1 Projekt i materiał badań.....	14
3.3.2 Pomiary ultrasonograficzne.....	14
3.3.3 Testy biegowe.....	15
3.3.4 Statystyka .....	16
<b>4. WYNIKI</b> .....	17
4.1 ETAP I.....	17
4.1.1 Grubość i echogeniczność RM.....	18
4.1.2 Ruchomość, prędkość przemieszczania i współczynniki grubości DA.....	18
4.2 ETAP II .....	19
4.2.1 Poprzeczne ustawienie głowicy (poprzeczne do żeber) .....	19
4.2.2 Wzdłużne ustawienie sondy (równoległe do żeber) .....	19
4.3 ETAP III.....	20
<b>5. DYSKUSJA</b> .....	22
5.1 ETAP I.....	22
5.1.1 Grubość RM .....	22
5.1.3 Współczynniki grubości DA .....	23
5.1.4 Ruchomość DA .....	24
5.1.4 Podsumowanie.....	25
5.2 ETAP II .....	26
5.3 ETAP III .....	28
5.3.1 Szybkość.....	29
5.3.2 Wytrzymałość.....	30

5.4 Mocne strony projektu.....	31
5.5 Ograniczenia projektu .....	31
5.6 Implikacje do kolejnych badań.....	32
<b>6. WNIOSKI.....</b>	<b>33</b>
<b>7. BIBLIOGRAFIA .....</b>	<b>34</b>
<b>8. STRESZCZENIE .....</b>	<b>43</b>
8.1 Streszczenie w jęz. polskim.....	43
8.2 Streszczenie oraz tytuł pracy w jęz. angielskim.....	46
<b>9. KOPIE PUBLIKACJI BĘDĄCE PODSTAWĄ ROZPRAWY DOKTORSKIEJ .....</b>	<b>49</b>
9.1 Artykuł nr 1 .....	49
9.2 Artykuł nr 2 .....	66
9.3 Artykuł nr 3 .....	76

## 1. WSTĘP

Piłka nożna wymaga od zawodników długotrwałej, intensywnej przerywanej aktywności z powtarzającymi się sprintami [1,2]. W ciągu meczu piłki nożnej zawodowi piłkarze pokonują ok. 10 km [2]. Na jakość i skuteczność w grze mają wpływ różne zdolności motoryczne rozwijane podczas odpowiednio dobranego treningu. Część treningu piłkarskiego stanowi przygotowanie motoryczne. Jedną z ważniejszych zdolności motorycznych rozwijanych podczas treningu piłkarskiego jest wytrzymałość [1]. Z tego powodu trening piłkarzy jest często prowadzony w formie przyrostowego/stopniowanego treningu wytrzymałościowego (incremental endurance training – IET) [1]. Oprócz wytrzymałości, szybkość jest również kluczowa w trakcie meczu piłki nożnej na wysokim poziomie [2,3]. Rozwijanie umiejętności sprinterskich ma bowiem wpływ na dynamikę ataku, co przekłada się na zdobywanie bramki, czy unikanie przeciwnika [2]. Według Dragos Florin'a [4] szybkość powinna być rozwijana dość wcześnie - między 7-9 i 13-16 rokiem życia. W trakcie gry główne znaczenie wydaje się mieć szybkość wielokierunkowa, czyli zdolność do przyspieszania, zwalniania, zmiany kierunku i utrzymywania prędkości w wielu kierunkach i ruchach [5]. Z tego względu szybkość i wytrzymałość w piłce nożnej stanowią obiekt zainteresowania wielu naukowców, którzy poszukują możliwości ich optymalnego kształtowania [2–5].

Aktywność fizyczna jest bezpośrednio związana z czynnością układu oddechowego, a więc będzie się przekładać na szybkość [6] i wytrzymałość [7]. Trening fizyczny wpływa na zmiany w układzie oddechowym poprzez zmniejszenie oporu w drogach oddechowych, zwiększenie elastyczności płuc i rozszerzanie się pęcherzyków płucnych [7]. Sportowcy wytrzymałościowi oraz biegacze wykazują lepsze wartości parametrów oddechowych w porównaniu do osób uprawiających inny rodzaj aktywności fizycznej [6–9].

Nieodderwalną częścią układu oddechowego są mięśnie oddechowe (respiratory muscles – RM). Jednymi z głównych RM będących przedmiotem zainteresowań badaczy są przepona (DA) i mięśnie międzyżebrowe (IC). Wynika to z faktu, że DA wpływa na ruch płuc [10] i wykonuje ponad 60% pracy oddechowej podczas wdechu [11]. IC z kolei przyczyniają się do rozszerzania klatki piersiowej [12] oraz mogą zwiększyć objętość wdechową bardziej niż przy samej pracy DA [13]. RM regulują homeostazę gazów we krwi podczas ćwiczeń i są niezbędne do koordynacji wdechu i wydechu [10]. Trening RM zmienia funkcjonowanie układu oddechowego poprzez zmniejszenie zmęczenia nie tylko RM [10], ale również mięśni podudzia [14], redukcję odczuwania duszności [10,14,15], poprawę jakości życia [15], wytrzymałości [15] czy tolerancje wysiłku [10]. U pacjentów pulmonologicznych trening RM uzupełnia standardową fizjoterapię, co pozwala zmniejszać powikłania pooperacyjne płuc [16]. Sugeruje się, że trening RM może również redukować ryzyko powikłań po udarze [17]. Zmęczenie RM podczas nasilającego się wysiłku ogranicza zdolności wytrzymałościowe, a ich trening ma wpływ na wydajność wysiłku wytrzymałościowego [18–20]. Trening RM wpływa na wyniki testów obejmujących próby czasowe, czy też wydłuża czas wytrzymałości RM [21], czas ćwiczeń na wysokości (exercise time at altitude) [22], jazdy na rowerze [23]. Z tego też względu uzasadnionym jest ocenianie i analizowanie RM w kontekście kształtowania wybranych zdolności motorycznych – w tym szybkości i wytrzymałości, gdyż są one bezpośrednio powiązane z układem oddechowym.

Obecnie najczęściej ocenia się RM w sposób pośredni poprzez analizę funkcjonowania całego układu oddechowego z wykorzystaniem spirometrii [24–28]. Narzędzie to jest bowiem określane jako złoty standard oceny czynności oddechowej [29]. W literaturze zaleca się jednak by badania spirometryczne uzupełniać badaniami obrazowymi i/lub czynnościowymi [26]. Jedną z powszechniej stosowanych metod bezpośredniej analizy RM jest ultrasonografia, która w przeciwieństwie do spirometrii pozwala na ich bezpośrednią analizę (grubość,

echogeniczność, ruchomość i czas przemieszczania się DA). Informacje uzyskiwane za pomocą ultrasonografii odnoszą się więc konkretnie do badanego mięśnia oddechowego. Natomiast spirometria ma pewne ograniczenia w ocenie parametrów oddechowych. Podczas wdechu przepływ powietrza zależy od siły mięśni wdechowych, natomiast przy wydechu przepływ jest ograniczony przez właściwości fizyczne dróg oddechowych i miąższu płuc [30]. Spirometria nie mierzy oporu dróg oddechowych, który stanowi czynnik ograniczający przepływ powietrza. Zwiększony opór dróg oddechowych może być spowodowany wąskimi drogami oddechowymi, a te wynikiem utraty elastyczności miąższu płuc [31]. Poza tym według Europejskiego Towarzystwa Płuc/Aмерыkańskiego Towarzystwa Chorób Klatki Piersiowej (European Respiratory Society/American Thoracic Society) wartości referencyjne stosowane w populacji ogólnej, mogą nie mieć zastosowania w populacji elitarnych sportowców [7]. Powodem jest zawyżanie wartości referencyjnych u sportowców w porównaniu z populacją ogólną [7].

Od kilku lat do analizy mięśni – w tym RM – można wykorzystać elastografię fali poprzecznej (shear wave elastography). Elastografia fali poprzecznej stosowana jest do analizy właściwości mechanicznych tkanek w sposób ilościowy [32,33]. Badacze wskazują, że elastografia fali poprzecznej może być stosowana jako wskaźnik zmiany siły DA [34]. Ponadto, moduł ścinania szacowany w elastografii fali poprzecznej jest powiązany z wartością ciśnienia przezprzeponowego, który jest złotym standardem w ocenie DA [35,36]. Ogólnie rzecz ujmując ultrasonografia jest stosowana do oceny RM [25,37–39], aczkolwiek w literaturze jej rola w kontekście oceny układu oddechowego nie jest do końca wyjaśniona.

Literatura potwierdza rzetelność wybranych parametrów ultrasonograficznych DA (tj. grubości [40–42], ruchomości [24,43,44], prędkości przemieszczenia [45,46], echogeniczności [47]). Zaledwie kilka prac analizowało rzetelność parametrów ultrasonograficznych IC (grubość, echogeniczność) [13,48–50]. W odniesieniu do rzetelności

modułu ścinania DA i IC, można znaleźć jedynie pojedyncze badania na ograniczonej populacji [49,51,52]. Badania rzetelności ultrasonografii RM były zazwyczaj wykonywane na zdrowych osobach dorosłych, pacjentach cierpiących na choroby układu oddechowego, nerwowomięśniowego lub pacjentach oddziału intensywnej terapii. Według dostępnej wiedzy tylko jedna praca dotyczyła rzetelności modułu ścinania IC u nastolatków [49] i brak badań dotyczących modułu ścinania DA u młodzieży. Kolejnym utrudnieniem jest niejednolita metodyka badania RM za pomocą ultrasonografii (w tym elastografii fali poprzecznej). Projekty badawcze różnią się od siebie pod względem grupy badawczej, mierzonych parametrów, nazewnictwa czy braku spójności opisów warunków, w jakich były mierzone (ustawienie głowicy, pozycja pacjenta, manewry oddechowe podczas badania). Duża rozbieżność metodyki utrudnia ich poprawną interpretację w odniesieniu do użyteczności ultrasonografii RM i adekwatnego określenia jej roli w badaniach układu oddechowego. Tym samym, przed badaniami właściwymi niezbędne jest określenie metodologii badań ultrasonograficznych RM – głównie modułu ścinania – z pełną analizą rzetelności.

Badanie RM wydaje się być istotne nie tylko pod kątem funkcjonowania układu oddechowego, ale również w kontekście sportu na różnych grupach sportowych i z różnym poziomem zaawansowania. Potwierdzono, że sportowcy mają większą grubość DA niż osoby nie trenujące [53]. Wskazuje się, że większa siła mięśni wdechowych wpływa na lepszą stabilność u piłkarzy nożnych [54]. Calvo-Lobo et al. [40] zaobserwowali zaś, że sportowcy z niespecyficznym bólem w dolnej części kręgosłupa (tzw. lumbopelvic pain) mają mniejszą grubość DA niż sportowcy bez dolegliwości bólowych. Według dostępnej literatury na ten moment nie ma badań analizujących rolę RM w kontekście parametrów szybkości i wytrzymałości u nastoletnich piłkarzy nożnych. Sugeruje się, że ćwiczenia DA powinny być kluczowym elementem w osiągnięciu wyników sportowych, zapobieganiu urazom i rehabilitacji [55]. Badania ultrasonograficzne RM u nastoletnich sportowców mogą więc dostarczyć nowej

wiedzy na temat fizjologii tych mięśni i potencjalnie wpłynąć na procedury treningowe, diagnostyczne, czy też prognostyczne. Z tego względu niniejsza praca stanowi zbiór publikacji poruszających zagadnienia, które najogólniej odnoszą się do: a) przybliżenia obecnego stanu wiedzy na temat ultrasonografii RM; b) ustalenia metodyki i określenia rzetelności badania ultrasonograficznego RM na grupie nastoletnich piłkarzy nożnych; c) wstępnego oszacowania stopnia powiązania parametrów ultrasonograficznych głównych RM z wytrzymałością i szybkością u nastoletnich piłkarzy nożnych.



## 2. CEL BADAŃ I PYTANIA BADAWCZE

Celem niniejszych badań była weryfikacja możliwości zastosowania ultrasonografii głównych RM w analizie szybkości i wytrzymałości na grupie nastoletnich piłkarzy nożnych. Z uwagi na tak postawiony cel pracy zdecydowano się na realizację trzy etapowego projektu. Na każdym z etapów postawiono więc ściśle określone cele szczegółowe, których przeprowadzenie pozwoli na realizację celu głównego.

W pierwszym etapie (ETAP I) postanowiono dokonać przeglądu systematycznego literatury nad wykorzystaniem ultrasonografii w ocenie RM i przełożenia tych wyników na funkcję układu oddechowego. Dla tego etapu badań postanowiono odpowiedzieć na następujące pytanie badawcze:

*Jaka jest rola/przydatność ultrasonografii głównych RM do oceny układu oddechowego w świetle dostępnej literatury?*

Biorąc pod uwagę, że parametry oddechowe zależą od wielu czynników, a ultrasonografia pozwala na bezpośrednią ocenę RM przyjęto również następującą hipotezę roboczą:

*Parametry oddechowe bezpośrednio związane z siłą RM powinny wykazywać wyższy związek z parametrami ultrasonograficznymi RM w porównaniu z parametrami oddechowymi niezwiązanymi bezpośrednio z siłą RM.*

Z kolei drugi etap badań (ETAP II) związany był z koniecznością ustalenia odpowiedniej metodyki badania ultrasonograficznego głównych RM i określenia jej rzetelności na grupie nastoletnich piłkarzy nożnych. W etapie drugim postawiono następujące pytanie badawcze:

*Czy przyjęta metodyka badania modułu ścinania DA i IC nastoletnich piłkarzy nożnych podczas spokojnego oddechu odznacza się odpowiednią rzetelnością?*

Ostatni etap projektu (ETAP III) miał na celu wdrożenie przyjętej metodyki badania ultrasonograficznego DA i IC oraz przeprowadzenie analizy zależności uzyskanych parametrów ultrasonograficznych z szybkością i wytrzymałością u nastoletnich piłkarzy nożnych w ramach badań pilotażowych. Tym samym, realizując etap trzeci postawiono następujące pytanie badawcze:

*Czy parametry ultrasonograficzne głównych RM są powiązane z szybkością i wytrzymałością u nastoletnich piłkarzy nożnych?*

Z uwagi na to, że aktywność fizyczna jest zależna od pracy układu oddechowego, przyjęto również następującą hipotezę roboczą:

*Zdolności motoryczne takie jak wytrzymałość i szybkość są powiązane z grubością i elastycznością głównych RM (DA, IC) u nastoletnich piłkarzy nożnych.*

## 2.1. PRZEDMIOT ROZPRAWY

Przedmiot rozprawy doktorskiej stanowi osiągnięcie naukowe przedstawione w postaci zbioru trzech prac opublikowanych w czasopismach posiadających Impact Factor. Łączna wartość punktowa opublikowanych prac wynosi: IF=10,874; MNiSW 300 pkt.

Wykaz publikacji będących podstawą rozprawy doktorskiej:

1. Pałac M, Rutka M, Wolny T, Podgórski M, Linek P. Ultrasonography in Assessment of Respiratory Muscles Function: A Systematic Review. *Respiration*. 2022;101(9):878-892. doi: 10.1159/000524785.

IF: 3.966; MNiSW: 100

Autor korespondencyjny: Paweł Linek

## Realizacja etapu I

2. Pałac M, Linek P. Intra-Rater Reliability of Shear Wave Elastography for the Quantification of Respiratory Muscles in Adolescent Athletes. *Sensors (Basel)*. 2022 Sep 1;22(17):6622. doi: 10.3390/s22176622.

IF: 3.847; MNiSW: 100

Autor korespondencyjny: Paweł Linek

## Realizacja etapu II

3. Pałac M, Sikora D, Wolny T, Linek P. Relationship between respiratory muscles ultrasound parameters and running tests performance in adolescent football players. A pilot study. *PeerJ*. 2023 Apr 17;11:e15214. doi: 10.7717/peerj.15214.

IF: 3.061; MNiSW: 100

Autor korespondencyjny: Małgorzata Pałac

## Realizacja etapu III

### **3. MATERIAŁ I METODY BADAWCZE**

#### **3.1. ETAP I**

##### **3.1.1 Projekt badań i ekstrakcja danych**

W celu oceny związku pomiędzy parametrami ultrasonograficznymi RM i parametrami oddechowymi dokonano przeglądu artykułów naukowych. Wyszukiwania artykułów przeprowadzono z uwzględnieniem następujących baz danych: MEDLINE (PubMed), Scopus, Ovid SP, EBSCO Academic Search Ultimate oraz Web of Science. Strategię wyszukiwania oparto o strategię PICO (P – patient, I – intervention, C – comparator, O - outcomes). Kryterium włączenia były wszystkie opublikowane artykuły naukowe (w języku angielskim) analizujące relacje między parametrami ultrasonograficznymi RM a funkcjami oddechowymi.

W pierwszej kolejności analizowano tytuły i streszczenia wyszukanych artykułów. Po wstępnej selekcji artykuły zostały analizowane w całości. Jakość badań oceniono za pomocą Scottish Intercollegiate Guidelines Network (SIGN) z zalecanym poprawionym narzędziem diagnostycznym (QUADAS-2) (art. 1, tab. 1, str. 25).

##### **3.1.2 Synteza danych**

Badania zostały poddane syntezie jakościowej. Dane wyodrębnione ze wszystkich włączonych badań (autorzy, charakterystyka grupy badawczej, mierzone parametry i kluczowe wyniki korelacji) zostały zestawione w tabelach lub załącznikach. Ze względu na zbyt małą ilość podobnych do siebie prac nie przeprowadzono meta-regresji. Korelacje we włączonych badaniach interpretowano jako nieistotne (0,00–0,10), słabe (0,10–0,39), umiarkowane (0,40–0,69), silne (0,70–0,89) lub bardzo silne (0,90–1,00).

## 3.2 ETAP II

### 3.2.1 Projekt i materiał badań

Grupę badawczą stanowiło 10 nastoletnich piłkarzy nożnych z klubu piłkarskiego w średnim wieku 17,1 lat ( $\pm 0.29$ ). Do oceny parametrów ultrasonograficznych DA i IC (grubość, moduł ścinania) wykorzystano ultrasonograf Aixplorer (wersja produktu 12.2.0, wersja oprogramowania 12.2.0.808, Supersonic Imagine, Aix-en-Provence, Francja) z głowicą liniową (2–10 MHz; SuperLinear 10-2, Vermon, Tours, Francja).

### 3.2.2 Procedury pomiarowe i analiza danych

Pomiary ultrasonograficzne RM zebrano w spoczynkowej pozycji leżącej (z prawą ręką umieszczoną pod głową), głowica została umieszczona w prawej przestrzeni międzyżebrowej (pomiędzy linią pachową przednią i środkową). Parametry zebrano w dwóch ustawieniach głowicy (poprzecznie i równoległe do żeber) podczas spokojnego oddechu w trybie elastografii fali poprzecznej (art. 2, ryc. 1, str. 3). Każdy z pomiarów wykonywano dwukrotnie przez jednego badacza. Powtórne badania zostały wykonane po 7 dniach. Z każdego obrazu ultrasonograficznego zebrano pomiary grubości i modułu ścinania RM. Do określenia modułu ścinania mięśni zastosowano narzędzie ilościowe Q-Box bezpośrednio w aparacie ultrasonograficznym (art. 2, ryc. 2, str. 4). Do oceny grubości korzystano z programu RadiAnt DICOM Viewer (Medixant, Poznań, Polska).

### 3.2.3 Statystyka

Do obliczenia rzetelności jednego badacza wykorzystano współczynnik korelacji wewnątrzklasowej (intraclass correlation coefficient - ICC) typu 3,1 (dla pojedynczego pomiaru) i typu 3,2 (dla wartości średniej z dwóch pomiarów). ICC interpretowano według następujących kryteriów: 1,00–0,75 (doskonały), 0,74–0,60 (dobry), 0,59–0,40 (umiarkowany) i poniżej 0,40 (słaby). Do obliczenia zgodności wykorzystano standardowy błąd pomiaru (SEM

=  $SD \times \sqrt{1 - ICC}$ ), współczynnik zmienności (coefficient of variation - CV) oraz test Bland-Altmana (BA). Dane analizowano za pomocą oprogramowania STATISTICA 13.1 PL (Statsoft, Tulsa, OK, USA) oraz Excel 2013 (Microsoft Corporation, Redmond, Washington, DC, USA).

### 3.3 ETAP III

#### 3.3.1 Projekt i materiał badań

Do oceny korelacji parametrów ultrasonograficznych RM z parametrami wytrzymałości i szybkości zaproszono nastoletnich piłkarzy nożnych spełniających kryterium włączenia. Kryterium włączenia do badań był: brak problemów zdrowotnych lub kontuzji w czasie badania, brak problemów związanych z układem oddechowym w wywiadzie, brak zabiegów chirurgicznych na klatce piersiowej, jamie brzusznej, obręczy biodrowej i/lub kręgosłupie. Pierwszego dnia wykonano test szybkości, drugiego test oceny wytrzymałości, tydzień później ultrasonografię. Przepływ badanych w projekcie przedstawiono na diagramie zamieszczonym w artykule nr. 3 (art. 3, ryc. 2 str. 6).

#### 3.3.2 Pomiary ultrasonograficzne

Parametry ultrasonograficzne grubości i modułu ścinania zostały zebrane z wykorzystaniem ultrasonografu Aixplorer (wersja produktu 12.2.0, wersja oprogramowania 12.2.0.808; Supersonic Imagine, Aix-en-Provence, Francja). Do oceny parametrów grubości i modułu ścinania RM wykorzystano głowicę liniową (2–10 MHz; SuperLinear 10-2, Vermon, Tours, Francja), pomiary były wykonywane w trybie elastografii fali poprzecznej przez dwóch fizjoterapeutów. Uczestnicy byli badani w pozycji leżącej z prawą ręką umieszczoną pod głową, głowica znajdowała się pomiędzy linią pachową przednią i środkową, równoległe do żeber (art. 3, ryc. 1, str. 4). Pomiary zostały zebrane na końcu spokojnego wdechu i wydechu.

Zastosowana w tej części pracy metoda pomiarowa oceny grubości i modułu ścinania RM została szczegółowo opisana i poddana analizie rzetelności w artykule nr. 2. Natomiast ruchomość i prędkość przemieszczenia DA została badana w trybie M-mode z wykorzystaniem głowicy konweksowej (1–6 MHz, Cristal Curved XC6-1; Vermon, Tours, Francja) podczas maksymalnego wdechu, a następnie spokojnego wydechu. Uczestnik leżał na plecach, głowica została umieszczona pod prawym łukiem żebrowym po prawej stronie ciała.

Do obliczenia wartości modułu ścinania RM zastosowano narzędzie ilościowe Q-Box™. Parametry grubości mierzono za pomocą programu RadiAnt DICOM Viewer (Medixant, Poznań, Polska). Stosunek grubości i modułu ścinania mierzono również jako wartość końcowo-wdechową podzieloną przez końcowo-wydechową wartość ultrasonograficzną. Ruchomość DA została opisana jako pionowa odległość od minimalnego do maksymalnego punktu przemieszczenia DA podczas danego manewru oddechowego. Prędkość przemieszczenia DA jest interpretowana jako prędkość ruchomości DA.

### 3.3.3 Testy biegowe

Do analizy wytrzymałości i szybkości uczestników wykorzystano dwa testy biegowe za pomocą fotokomórek firmy Witty System (Microgate Bolzano, Włochy) z dokładnością do 0,01 sekundy. Testy biegowe zostały przeprowadzone przez asystenta trenera przygotowania motorycznego na boisku piłkarskim ze sztuczną nawierzchnią (w fazie przygotowań do kolejnego sezonu piłkarskiego). Przed wykonaniem testów przeprowadzono 20-minutową rozgrzewkę. Pierwszego dnia wykonano test szybkości, który polegał na jak najszybszym przebiegnięciu 30 m w linii prostej między fotokomórkami. Pomiar był automatycznie rejestrowany na 5 m, 10 m i 30 m. Każdy uczestnik biegł dwukrotnie (przerwa pomiędzy dwoma próbami wynosiła 2 minuty), analizowano średni wynik z obydwu prób. Następnego dnia oceniano wytrzymałość przy pomocy wieloetapowego testem biegu wahadłowego na 20 m (multi-stage 20-m shuttle run test - MSRT). Test wymagał biegania w jedną i drugą stronę

między dwoma pachołkami oddalonymi o 20 m. Prędkość zmieniała się co minutę. Uczestnikom zalecono bieganie jak najdłużej w tempie sygnałów dźwiękowych. Do analizy wykorzystano parametr „Total” oraz  $VO_{2max}$ . Parametr „Total” określał całkowitą liczbę wykonanych 20-metrowych odcinków (podczas całego testu).  $VO_{2max}$  oszacowano na podstawie maksymalnej prędkości osiągniętej podczas testu za pomocą wcześniej opracowanego równania  $-24,4+6,0 \times$  maksymalna prędkość tlenowa (s) [56]. Według Altmann et al. [57] obydwie testy biegowe wykazują się wysokim poziomem rzetelności.

#### 3.3.4 Statystyka

Dane analizowano za pomocą oprogramowania STATISTICA 13.1 PL (Statsoft, USA) oraz Excel (Microsoft Corporation, USA). Ze względu na brak normalności rozkładu w teście Shapiro-Wilka dokonano analizy nieparametrycznego współczynnika korelacji rang Spearmana. Wartość korelacji (R) interpretowano w następujący sposób: od 0 do 0,30 lub od 0 do -0,30 uznano za korelację słabą; 0,31 do 0,50 lub -0,31 do -0,50 umiarkowana korelacja; 0,51 do 0,70 lub -0,51 do -0,70 silna korelacja; a 0,71 do 1 lub -0,71 do -1 to bardzo silna korelacja [58]. Poziom istotności ustalono dla  $p \leq 0,05$ . Wielkość próby określono za pomocą G\*POWER (wersja 3.1.9.7, Universitat Kiel, Niemcy).



## 4. WYNIKI

### 4.1 ETAP I

Podczas przygotowywania przeglądu systematycznego znaleziono 4636 prac spełniających warunki wyszukiwania. Po przejściu całego procesu wykluczania poszczególnych artykułów ostatecznie uwzględniono 31 prac. Szczegółowy proces wykluczenia artykułów z przeglądu przedstawia rycina 1 w artykule nr 1 (art. 1, ryc. 1, str. 30).

Badania naukowe dotyczące powiązania parametrów oddechowych z parametrami ultrasonograficznymi RM obejmują głównie osoby po 50 roku życia, osoby z przewlekłą obturacyjną chorobą płuc (POChP), osoby zdrowe lub pacjenci z chorobami nerwowo-mięśniowymi. Tylko dwie prace brały pod uwagę sportowców (art. 1, tab. 2, str. 26). Najczęściej badanymi parametrami ultrasonograficznymi RM była ruchomość (58% artykułów) i grubość DA (45% artykułów). Na podstawie pomiarów grubości obliczono współczynniki grubości DA (współczynnik grubości - thickening ratio, frakcja grubości - thickening fraction, różnica grubości - thickening difference). Prócz powyższych parametrów uwzględniono również prędkość przemieszczania DA oraz grubość i echogeniczność IC. W większości badań parametry ultrasonograficzne były zbierane po prawej stronie ciała.

Wśród parametrów oddechowych najczęściej badano: maksymalne ciśnienie wdechowe (maximal inspiratory pressure - MIP) – 48% prac, natężoną pojemność życiową (forced vital capacity - FVC) – 45% prac, nasiloną objętość wydechowa pierwszosekundowa (forced expiratory volume in one second - FEV1) – 32% prac. Szczegóły dotyczące częstości poddawania korelacji wybranych parametrów ultrasonograficznych z parametrami oddechowymi zawarto na rycinie 2 artykułu nr 1 (art. 1, ryc. 2, str. 31).

W większości uwzględnionych artykułów obliczano zależności między parametrami wykorzystując korelację Pearsona lub Spearmana. Zgodność między dwoma oceniającymi

została ustalona na poziomie 81%. Żadna praca nie uzyskała (w pełni) niskiego ryzyka stronniczości. Szczegółowe wyniki testu QUADAS-2 przedstawiono w artykule nr 1 (art. 1, tab. 1, str. 25).

#### 4.1.1 Grubość i echogeniczność RM

Grubość RM (głównie DA) była poddawana analizie korelacji zazwyczaj z takimi parametrami oddechowymi jak MIP, FVC, FEV1. Grubość DA mierzono głównie na końcu głębokiego wdechu i na koniec spojonego wydechu. W większości artykułów grubość DA (mierzona głównie podczas maksymalnego wdechu) korelowała dodatnio z FVC i FEV1 (umiarkowanie–silnie), z maksymalnym ciśnieniem wdechowym przez nos (sniff nasal inspiratory pressure - SNIP) i MIP (umiarkowanie) oraz z maksymalnym ciśnieniem wydechowym (maximal expiratory pressure – MEP) i pojemnością życiową (vital capacity – VC) (słabo-umiarkowanie). Grubość i echogeniczność IC nie była istotnie skorelowana z parametrami oddechowymi (FEV1 i FEV1%). Szczegóły wszystkich korelacji zostały przedstawione w tab. 3 w art. nr.1 str. 27 oraz w załączniku 1 w art. nr.1 str. 32.

#### 4.1.2 Ruchomość, prędkość przemieszczania i współczynniki grubości DA

Współczynniki grubości DA (thickening ratio, thickening fraction, thickening difference) są wyliczane z grubości DA. Ruchomość DA była najczęściej korelowana z FVC, FEV1, MIP, FVC%, FEV1%, a mierzona w kilku różnych manewrach oddechowych. Ruchomość DA była istotnie umiarkowanie skorelowane z większością parametrów oddechowych. Współczynniki grubości DA (thickening ratio, thickening fraction, thickening difference) również były skorelowane (od słabego do silnego) z większością parametrów oddechowych. Dla lepszej przejrzystości wszystkie dane przedstawiono w tab. 4 w art. 1 str. 28-29 oraz załączniku 2 w art. 1 str. 33.

## 4.2 ETAP II

### 4.2.1 Poprzeczne ustawienie głowicy (poprzeczne do żeber)

Rzetelność dla pomiarów modułu ścinania DA i IC z jednego dnia ( $ICC_{3.1}$ ) niezależnie od fazy oddechu była zazwyczaj doskonała, CV nie przekraczał 3%, nie wykryto błędu systematycznego w teście BA. Natomiast rzetelność średniej z jednego pomiaru po 7-dniowej przerwie ( $ICC_{3.1}$ ) wahała się od doskonałej do dobrej dla DA i od umiarkowanej do słabej dla IC. Rzetelność dla wartości średniej z dwóch pomiarów w 7-dniowym przedziale czasowym ( $ICC_{3.2}$ ) dla DA była doskonała, dla IC od umiarkowanej do doskonałej, CV wynosiło poniżej 8%, ale wykryto błąd systematyczny dla modułu ścinania DA na końcu spokojnego wdechu.

Rzetelność pojedynczych pomiarów grubości DA i IC ( $ICC_{3.1}$ ) była doskonała z pierwszego dnia badań oraz od doskonałej do umiarkowanej w 7. dniu badań, CV dla obydwu dni nie przekraczało 7%. Stwierdzono ujemny błąd systematyczny dla grubości IC na końcu spokojnego wdechu i wydechu oraz dodatni błąd systematyczny dla grubości przepony na końcu spokojnego wydechu. Rzetelność z wartości średniej z dwóch pomiarów przy 7-dniowym interwale ( $ICC_{3.2}$ ) wahała się od doskonałej do dobrej, a CV nie przekraczało 6,03%, nie wykazano błędu systematycznego. Wszystkie szczegółowe wyniki rzetelności w poprzecznym ustawieniu głowicy przedstawiono w tab. 1, art. 2, str. 5.

### 4.2.2 Wzdłużne ustawienie sondy (równoległe do żeber)

Rzetelność modułu ścinania DA i IC (na szczycie wdechu i wydechu) dla pojedynczego pomiaru zebrane pierwszego dnia ( $ICC_{3.1}$ ) wahała się od doskonałej do dobrej, a podczas pomiaru w interwale 7 dni wahała się od słabej do umiarkowanej. Rzetelność wartości średniej z dwóch pomiarów z interwałem 7 dni ( $ICC_{3.2}$ ) dla modułu ścinania RM była dobra.

W ustawieniu głowicy równoległe do żeber dla modułu ścinania CV wynosiło zawsze poniżej 4%, test BA nie wykazał błędów systematycznych.

Rzetelność pojedynczych pomiarów grubości DA i IC z pierwszego dnia badań (ICC<sub>3.1</sub>) wahała się od średniej do doskonałej z CV poniżej 9,5%. Rzetelność z interwałem 7 dni była dobra dla DA i od słabej do umiarkowanej dla IC z CV poniżej 5,5%. Rzetelność wartości średniej z dwóch pomiarów grubości DA i IC z interwałem 7 dni (ICC<sub>3.2</sub>) uległa poprawie (prócz grubości IC podczas wdechu), CV nie przekroczyło 6,5%. Nie wykryto błędów systematycznych dla grubości RM we wzdluznym ustawieniu glowicy. Wszystkie wyniki rzetelnosci w podluznym ustawieniu glowicy przedstawiono w tab. 2, art. 2, str. 6.

#### 4.3 ETAP III

Do analizy zależności parametrów ultrasonograficznych DA i IC z wybranymi zdolnościami motorycznymi (szybkość i wytrzymałość) ostatecznie uwzględniono 22 młodych piłkarzy nożnych w wieku 17-18 lat (art. 3, ryc. 2, str. 6). Dane antropometryczne, parametry ultrasonograficzne oraz wyniki testu wytrzymałościowy i szybkości przedstawiono w tabeli 1 (art. 3, tab. 1, str. 7). Moduł ścinania DA na końcu spokojnego wdechu korelował umiarkowanie ujemnie z wynikiem szybkości na 10m. Współczynniki modułu ścinania DA i IC były ujemnie skorelowane z wynikami prędkości na 10m (umiarkowanie) i 30m (od umiarkowanie do silnie). Ruchomość DA była dodatnio skorelowana z wynikami szybkości na 5m (umiarkowanie) i 10m (silnie). Prędkość przemieszczania się DA była umiarkowanie dodatnio skorelowana z wynikami szybkości na 5m i 30m. Grubość RM nie wykazała istotnych korelacji z wynikami szybkości. Wszystkie korelacje parametrów ultrasonograficznych RM z wynikami szybkości można znaleźć w tabeli 1. Nie wykazano istotnej korelacji pomiędzy wytrzymałością a parametrami ultrasonograficznymi RM (art. 3, tab. 3, str. 9).

Tabela 1. Wyniki korelacji parametrów ultrasonograficznych z wynikami testu szybkości

	5m		10m		30m	
	R	p	R	p	R	p
<i>Moduł ścinania</i>						
Przepona na końcu spokojnego wdechu	-0.34	0.12	<b>-0.49</b>	0.02*	-0.24	0.29
Przepona na końcu spokojnego wydechu	-0.10	0.66	-0.14	0.55	0.10	0.66
Współczynnik przepony	-0.31	0.16	<b>-0.48</b>	0.02*	<b>-0.41</b>	0.06
Mięśnie międzyżebrowe na końcu spokojnego wdechu	-0.26	0.26	-0.39	0.08	-0.18	0.44
Mięśnie międzyżebrowe na końcu spokojnego wydechu	-0.13	0.58	-0.16	0.49	0.16	0.48
Współczynnik mięśni międzyżebrowych	-0.28	0.22	<b>-0.47</b>	0.03*	<b>-0.54</b>	0.01*
<i>Grubość</i>						
Przepona na końcu spokojnego wdechu	-0.07	0.75	-0.06	0.80	0.22	0.34
Przepona na końcu spokojnego wydechu	-0.27	0.23	-0.12	0.60	0.25	0.25
Współczynnik przepony	0.33	0.13	0.07	0.75	-0.03	0.91
Mięśnie międzyżebrowe na końcu spokojnego wdechu	-0.19	0.42	-0.07	0.78	0.11	0.63
Mięśnie międzyżebrowe na końcu spokojnego wydechu	-0.08	0.74	-0.11	0.64	0.05	0.83
Współczynnik mięśni międzyżebrowych	-0.04	0.86	0.14	0.56	0.07	0.76
<i>M-mode</i>						
Ruchomość przepony	<b>0.46</b>	0.04*	<b>0.52</b>	0.02*	0.26	0.27
Prędkość przemieszczania się przepony	<b>0.42</b>	0.06	0.34	0.15	<b>0.42</b>	0.07

\*istotny statystycznie  $p < 0,05$ ; R - współczynnik korelacji; p - wartość prawdopodobieństwa; współczynnik – wartość parametru na końcu wdechu/ na końcu wydechu

## 5. DYSKUSJA

### 5.1 ETAP I

Celem niniejszego projektu była weryfikacja możliwości zastosowania ultrasonografii głównych RM w analizie szybkości i wytrzymałości nastoletnich piłkarzy nożnych. Po wstępnym przeglądzie literatury należy zaznaczyć, że nie przeprowadzono jeszcze badań łączących takie parametry ultrasonograficzne jak moduł ścinania, grubość, ruchomość i prędkości przemieszczania DA oraz IC z szybkością lub wytrzymałością na żadnej populacji. Nie weryfikowano również rzetelności badania ultrasonograficznego głównych RM u nastoletnich sportowców. Z tego względu początkowo skupiono się na ogólnym określeniu potencjalnej przydatności ultrasonografii w ocenie układu oddechowego (w tym RM), który jest przecież bezpośrednio związany z aktywnością fizyczną.

#### 5.1.1 Grubość RM

Jednym z najczęściej mierzonych parametrów ultrasonograficznych RM w odniesieniu do układu oddechowego była grubość DA, która definiowana jest jako odległość między błoną opłucnej a błoną otrzewnej. Przyjmuje się, że siła niektórych mięśni jest częściowo skorelowana z ich grubością [59]. Grubość DA mierzona pod koniec maksymalnego wdechu była powiązana z parametrami oddechowymi (FVC, FEV1, MIP, SNIP, VC i MEP) w prawie wszystkich badaniach [37,39,43,60–63]. Wartości tych korelacji wahały się dość znacznie od silnej do słabej. Wykazano, że wyższe wartości parametrów związanych z objętością płuc były powiązane z większą grubością DA na końcu maksymalnego wdechu, co może wyjaśniać zależność między grubością DA a FVC i FEV1. Parametry pośrednio związane z siłą RM (MIP, MEP, FVC, FEV1) umiarkowanie korelowały z grubością DA. Wyniki potwierdzają, że parametry oddechowe bezpośrednio związane z siłą RM są związane z parametrami

ultrasonograficznymi RM. Wyniki nie potwierdzają jednak przyjętej wcześniej hipotezy, mówiącej, że parametry oddechowe bezpośrednio związane z siłą RM będą wykazywały wyższy związek z parametrami ultrasonograficznymi RM. Korelacje te nie wyróżniają się znacząco spośród korelacji z innymi parametrami niezwiązanymi bezpośrednio z siłą RM. Umiarkowaną korelacją SNIP z grubością DA podczas maksymalnego wdechu w większości prac [37,39,61] można łączyć faktem, że SNIP wykazuje umiarkowany związek z wartościami ciśnienia przezprzeponowego [64]. Sugeruje się również, że grubość DA na końcu maksymalnego wdechu może służyć jako wskaźnik kurczliwości DA [63].

Kilka badań nie wykazało jednak korelacji pomiędzy grubością DA a parametrami oddechowymi na końcu maksymalnego wdechu [62,65,66]. Przyczyną takiego stanu może być a) wysoki wskaźnik masy ciała (body mass index) badanej populacji utrudniający wykonanie ultrasonografii ze względu na obniżoną echogeniczność, b) mała grupa badana z problemami neurologicznymi i niepełnosprawnością fizyczną lub c) fakt, iż każde z trzech badań obejmowało co najmniej dwie domeny ocenione jako niejasne w teście QUADAS-2. Spośród tych parametrów oddechowych trudno jednoznacznie wskazać, który parametr najsilniej koreluje z grubością DA podczas maksymalnego wdechu. Nie wykazano istotnego związku pomiędzy parametrami ultrasonograficznymi IC a parametrami oddechowymi [48].

### 5.1.3 Współczynniki grubości DA

Z parametru grubości DA można obliczać również inne parametry (w ang. określane jako fraction, ratio, difference). W rzeczywistości uzyskiwane są one z porównania grubości DA podczas dwóch różnych manewrów oddechowych (maksymalny wdech i spokojny wydech). DA fraction to procentowa zmiana grubości DA, DA ratio to iloraz tych wyników, a DA difference stanowi różnicę między tymi dwoma wynikami. Parametry te były często używane zamiennie w publikacjach. Najczęściej były poddawane korelacji z FVC, FEV1 oraz MIP. Korelacja pomiędzy ratio, fraction i difference a FVC i FEV1 była niespójna między

badaniami [37,38,63,67]. Parametry ratio i fraction DA korelowały z MIP w stopniu od silnego do słabego. Związek pomiędzy współczynnikami grubości DA wykazał znaczenie u osób z chorobami nerwowo-mięśniowymi oraz u pacjentów po udarze (głównie pomiędzy fraction i ratio a MIP). Zależność ta może być związana ze zmianami w DA, która ma tendencję do zaniku w udarze i/lub potencjalnymi zmianami w ruchu DA z powodu upośledzenia ośrodkowego układu nerwowego. Reszta współczynników grubości DA była niespójna lub była badana tylko w pojedynczych pracach (art. 1, tab. 4, str. 28-29 oraz załącznik 2, str. 33).

#### 5.1.4 Ruchomość DA

Najczęściej badanym parametrem ultrasonograficznymi RM poddawanych korelacjom z parametrami układu oddechowego była ruchomość DA. Ruchomość DA opisywana jest jako pionowa, prostopadła odległość od minimalnego do maksymalnego punktu przemieszczenia DA podczas danego manewru oddechowego. Ruchomość DA w artykułach była często badana w licznych manewrach oddechowych, co utrudniało analizę wyników. Ruchomość DA była najczęściej poddawana korelacji z FVC, a jej wartości mieściły się zakresie od umiarkowanych do silnych (podobnie jak z FEV1 i MIP).

Przegląd systematyczny (art. 1) oraz poprzednie badania [63] potwierdzają, że wskaźnik masy ciała ma wpływ na ruchomość DA. Korelacja ruchomości DA z MIP była zależna od tego czy ruchomość DA była badana w trakcie maksymalnego wysiłku oddechowego, czyli podobnie jak sam parametr MIP. W kilku pracach można było również znaleźć próby korelacji prędkości przemieszczanie się DA w odniesieniu do MIP, FVC lub MEP. W większości przypadków korelacje nie były istotne, co może wynikać ze sposobu pomiaru (manewry oddechowe wykonywane podczas zbierania parametrów ultrasonograficznych nie były związane z parametrami oddechowymi).



#### 5.1.4 Podsumowanie

Przeprowadzony przegląd systematyczny wykazał, że wśród parametrów ultrasonograficznych RM w odniesieniu do układu oddechowego analizowano parametry DA (grubość, współczynniki grubości, ruchomość i jej prędkość przemieszczania) oraz IC (grubość i echogeniczność). Fakt, że analizowano głównie DA (z pominięciem innych RM) w celu oceny układu oddechowego wydaje się być zasadny, gdyż DA jest głównym RM [68] kurczącym się podczas wdechu, powiększającym przestrzeń klatki piersiowej i zwiększającym ciśnienie wewnątrz jamy brzusznej. Prócz swojej roli w układzie oddechowym przypisuje się DA znaczenie w stabilizacji i równowadze ciała oraz odczuwaniu bólu w okolicy lędźwiowo-miednicznej u sportowców [40,55,69]. Dysfunkcja DA może upośledzać czynność oddechową, w tym powodować duszność, a co za tym idzie - zmniejszać wydolność podczas aktywności fizycznej [70].

Oprócz DA do oceny układu oddechowego analizowano również IC, lecz tylko w jednej pracy [48]. Brak zainteresowania IC może wynikać z ich mniejszego znaczenia (względem DA), problemów metodologicznych związanych z ich pomiarem ultrasonograficznym lub niewielkimi zmianami parametrów ultrasonograficznych IC w trakcie manewrów oddechowych. Pomimo powyższych faktów IC zwiększają objętość wdechową w większym stopniu niż podczas samej pracy DA [13], dlatego badanie IC również wydaje się być uzasadnione.

Niestety podczas przygotowania tego etapu badań dostrzeżono wiele nieprawidłowości (dowolność interpretacji wyników, tworzenie nowych i niejasnych terminów, dysproporcje pomiędzy tym co zostało zbadane, a tym co powinno w pracy się znaleźć) w zakwalifikowanych do przeglądu publikacjach. Mnogość niejasności spowodowała konieczność licznych korespondencji z autorami celem uporządkowania treści zawartych w

poszczególnych artykułach. Etap ten trwał więc znacznie dłużej niż początkowo planowano, ale stanowił istotne podwaliny do realizacji kolejnych etapów.

Cały przegląd literatury pokazał bowiem konieczność opracowania dokładnej i ujednoliconej metodyki badania ultrasonograficznego RM, gdyż inaczej nie ma możliwości dokonać porównania różnych badań, a nawet zinterpretować tych pojedynczych. Potrzebne jest również opracowanie międzynarodowych wytycznych dotyczących ultrasonografii RM. Na podstawie wyników tego przeglądu systematycznego można raczej stwierdzić, że ultrasonografia RM nie zastąpi spirometrii w ocenie układu oddechowego. Stanowi jednak istotne jego uzupełnienie/rozszerzenie. O roli tego „uzupełnienia” nadal jednak wiele nie wiemy. Obecnie pomiary ultrasonograficzne są przydatne: a) w ocenie dysfunkcji DA (porażenia [65], ruchy asymetryczne [66], wady wrodzone [67]) lub b) prognostycznie w ocenie zaostżeń u chorych na POChP [68]). Wyraźnie wyższą korelację między parametrami oddechowymi a parametrami ultrasonograficznymi zauważono także u osób chorych (pacjenci neurologiczni, pulmonologiczni), co może wskazywać, że pomiary ultrasonograficzne RM są bardziej przydatne do oceny układu oddechowego w niektórych stanach klinicznych. Wydaje się jednak, że dla lepszego zrozumienia potencjalnej przydatności pomiarów ultrasonograficznych RM, ważne jest, aby nie ograniczać badań wyłącznie do osób z chorobami (tak jak ma to miejsce dotychczas), ale uwzględnić również sportowców. To może dostarczyć nowych i ciekawych informacji o fizjologii tych mięśni, a to przełoży się na lepsze monitorowanie wysiłku, planowane treningu i w efekcie wyniki sportowe.

## 5.2 ETAP II

Przed weryfikacją możliwości (przydatności) zastosowania ultrasonografii głównych RM w analizie szybkości i wytrzymałości nastoletnich piłkarzy należało wpierw potwierdzić rzetelność przyjętej procedury badawczej. Zgodnie z dostępną wiedzą żadne inne badania nie

określały rzetelności, zgodności i powtarzalności pomiarów modułu ścinania DA i IC na końcu spokojnego wdechu i wydechu u nastoletnich sportowców. Stąd była konieczność określenia tych aspektów przed realizacją badań pilotażowych dotyczących analizy związku pomiędzy parametrami ultrasonograficznymi głównym RM a szybkością i wytrzymałością (etap III). W przeprowadzonych badaniach własnych dowiedziono, że niezależnie od orientacji głowicy i badanego mięśnia, rzetelność pomiarów (grubość, moduł ścinania) z jednego dnia badań była co najmniej dobra. Jednak analizując pomiary po siedmiodniowej przerwie, rzetelność pojedynczego pomiaru zależała od mierzonego parametru, orientacji głowicy, fazy oddechu oraz mięśnia. Doskonałą rzetelność wykazał pomiar modułu ścinania DA na końcu spokojnego wydechu w poprzecznym ustawieniu głowicy, a słabą rzetelność wykazała grubość IC na szczycie wdechu w podłużnym ustawieniu głowicy.

Analiza wartości średnich z dwóch pomiarów w przedziale 7-dniowym pozwoliła na uzyskanie dobrej rzetelności dla prawie wszystkich analizowanych zmiennych. Wartość CV dla wszystkich zmiennych wynosiła znacznie poniżej 10%. Ogólna rzetelność analizowanych danych była wyższa dla pomiarów modułu ścinania i grubości DA w stosunku do IC (niezależnie od fazy oddechu i położenia głowicy).

W piśmiennictwie istnieje szereg badań oceniających rzetelność grubości DA i IC, jednak tylko dwie z nich sprawdzały rzetelność grubości DA u nastolatków [71,72]. Wyniki z poprzednich artykułów (pomimo zastosowania innej metodologii, większej rozpiętości wiekowej oraz zastosowania innego odstępu między powtarzaniem pomiarów) były podobne do wyników badań własnych. Natomiast rzetelność grubości IC na szczycie spokojnego wydechu i na końcu maksymalnego wdechu wahała się od 0,6 do 0,9 [13,73], co również było zgodne z wynikami uzyskanymi w badaniach własnych (art. 2).

W literaturze ocena rzetelności modułu ścinania RM u nastolatków była oceniana tylko w jednej pracy [49]. Zarówno w badaniach modułu ścinania RM na dorosłych, jak i na dzieciach

wyniki ICC dla jednego badającego były zbliżone do tych uzyskanych w niniejszym badaniu (zebranych tego samego dnia). W niniejszym etapie badań uwzględniono ocenę rzetelności parametrów RM w dwóch ustawieniach głowicy (poprzeczna vs. podłużna względem ustawienia żeber), ponieważ ustawienie głowicy w stosunku do włókien mięśniowych może wpływać na wyniki modułu ścinania [74]. W niniejszych badaniach obydwie ustawienia głowicy wykazywały akceptowalną rzetelność. Nieco wyższą rzetelność uzyskano w poprzecznym ustawieniu głowicy, natomiast w pracy Flatters i in. [51] wyższą rzetelność zaobserwowano w ustawieniu podłużnym. Niezgodności mogą wynikać z różnic w badanej populacji (dorośli a młodzi sportowcy), gdyż regularna aktywność fizyczna wpływa na elastyczność płuc i klatki piersiowej [75].

W powyższych badaniach zarówno podłużne, jak i poprzeczne ustawienie głowicy względem żeber okazało się rzetelne do oceny parametrów ultrasonograficznych RM. Ze względu na to, że w poprzednich badaniach rzetelność modułu ścinania DA była sprawdzana i potwierdzona więcej razy w ustawieniu podłużnym głowicy [51,52], zdecydowano się na podobną metodykę. Do realizacji ETAPU 3 zdecydowano się wziąć pod uwagę powyższe sprawdzone parametry RM (grubość, moduł ścinania) oraz współczynniki mierzone z grubości [76,77] i modułu ścinania, ruchomość [24,43,78] i prędkość przemieszczania się DA [45,46], których rzetelność została w większości potwierdzona w literaturze.

### 5.3 ETAP III

Ostatnim celem projektu była wstępna ocena związku między parametrami ultrasonograficznymi RM podczas spokojnego oddechu a wybranymi zdolnościami motorycznymi (wytrzymałością i szybkością) u nastoletnich piłkarzy. Podczas wstępnej analizy literatury nie natrafiono na badania łączące moduł ścinania, grubość DA oraz IC, ruchomość i prędkość przemieszczenia DA z parametrami szybkości i wytrzymałości opartymi na

wieloetapowym teście biegu wahadłowego na dystansie 20 metrów u dorastających piłkarzy. Wstępne badanie wykazało, że pomiary ultrasonograficzne RM (moduł ścinania, grubość DA i IC, ruchomość, prędkość przemieszczenia DA) są powiązane z szybkością u nastoletnich sportowców. Wstępna hipoteza została częściowo potwierdzona, ponieważ piłkarze z wyższymi wartościami modułu ścinania DA pod koniec spokojnego wdechu uzyskali lepsze wyniki w teście szybkości na 10 m. Podobnie wyższy współczynnik modułu ścinania DA i IC odpowiadał lepszemu wynikowi szybkości na 10 i 30 m, a wyższa wartość ruchomości DA i prędkości przemieszczenia wiązała się z gorszymi wynikami podczas testu szybkości. Z kolei nasze wyniki zanegowały hipotezę, że RM są związane z wytrzymałością u dorastających piłkarzy.

#### 5.3.1 Szybkość

Na podstawie przeprowadzonych badań moduł ścinania RM podczas spokojnego oddechu może być częściowo związany z szybkością u nastoletnich piłkarzy. Według dostępnej literatury moduł ścinania jest związany z siłą mięśni [79] i może być wykorzystany do szacowania zmian siły mięśni [80]. Chino i in. [34] wykazali, że moduł ścinania DA jest związany z wdechowym ciśnieniem w ustach. Nasze badanie pokazuje, że wyższa wartość modułu ścinania DA podczas spokojnego wdechu charakteryzowała sportowców z lepszym wynikiem w teście szybkości. Potwierdzałyby to poprzednie badania, w których sztywność DA wzrastała wraz z wdechem [81] i ciśnieniem przezprzeponowym [35]. Może to wskazywać, że sztywniejsza DA poprawia szybkość. Poza tym bieg sprinterski (do 6s / do 40m) charakteryzują się wysiłkiem beztlenowym [82], dlatego można przyjąć, że zawodnicy na dystansie 30m biegli na bezdechu. Sugeruje się, że w początkowej fazie testu szybkości zwiększa się ciśnienie w klatce piersiowej, co łączy się z manewrem Valsalvy [83]. DA wydaje się być głównym mięśniem zaangażowanym w manewr Valsalvy. Na podstawie niniejszych badań można sugerować, że zwiększona wartość modułu ścinania DA podczas spokojnego oddechu może

predysponować do silniejszego skurczu DA podczas próby szybkościowej, co skutkuje lepszym wynikiem w początkowej fazie biegu. Współczynnik modułu ścinania DA i IC wykazał ujemną korelację z wynikami szybkości. Oznacza to, że im wyższa wartość współczynnika modułu ścinania DA i IC tym szybciej biegali nastoletni piłkarze. Możliwe, że lepsza zdolność rozluźniania RM pozwala na ich większy skurcz. Podobne wartości korelacji między każdym z RM a szybkością wynikają prawdopodobnie z podobnej funkcji DA i IC [84–86]. W związku z tym ich praca musi być skoordynowana. Nie wykazano istotnego związku pomiędzy grubością DA a parametrami szybkości. W świetle wcześniejszych rozważań trudno jest wyjaśnić, dlaczego piłkarze charakteryzujący się większą ruchomością i prędkością przemieszczania DA mieli gorsze wyniki prędkości biegu. Być może większa sztywność DA na początku biegu powoduje mniejszą ruchomość oraz prędkość jej poruszania.

### 5.3.2 Wytrzymałość

Literatura potwierdza, że ćwiczenia z udziałem RM poprawiają wytrzymałość poprzez zmniejszenie zapotrzebowania na energię [87] czy opóźnienie zmęczenia [87] u młodych sportowców. Poza tym trening mięśni wdechowych poprawia tolerancję wysiłku u zdrowych młodych osób, co może wynikać z opóźnienia metabolfleksu mięśni oddechowych [14]. Konsekwencją tego może być zmniejszenie oceny odczuwanej duszności lub oceny odczuwanego wysiłku, co może poprawić wyniki sportowe [21]. Z tego względu postawiono hipotezę, że wytrzymałość powinna być związana z parametrami ultrasonograficznymi RM. Wstępny raport wykazał jednak brak związku między wytrzymałością a parametrami ultrasonograficznymi RM. Być może różnice pomiędzy innymi badaniami wynikają z zastosowania innych parametrów RM (maksymalne ciśnienie/siły wdechowej i wydechowej) lub metod pośrednich będących wypadkową wielu czynników (m.in. niedrożności dróg oddechowych) utrudniających bezpośredni pomiar RM [88]. Zaskakujący wydaje się być brak związku pomiędzy ruchomością DA a wytrzymałością. Według Shiraishi i in. [89] ruchomość

DA jest związana z wydolnością wysiłkową, tolerancją wysiłku oraz niektórymi parametrami oddechowymi (FVC, FEV1 i MIP) [90]. Być może u sportowców ruchomość DA nie jest tak istotna dla poprawy wytrzymałości. Innym wyjaśnieniem może być relatywnie podobny poziom wytrzymałości badanych piłkarzy. Na podstawie dostępnej wiedzy trudno jednoznacznie określić znaczenie ruchomości DA u sportowców, a przeprowadzone badania należy powtórzyć na większej i bardziej różnorodnej populacji sportowców.

#### 5.4 Mocne strony projektu

Główny cel badań wynikał z faktu, iż parametry ultrasonograficzne RM nie były wcześniej bezpośrednio analizowane w kontekście badania wytrzymałości i szybkości u młodych sportowców. Dokonano dogłębnej analizy literatury dotyczącej ultrasonografii RM. Dostępne dane z badań zostały uporządkowane w jednej pracy naukowej (art. 1). Wcześniejsze badania nie analizowały jeszcze rzetelności modułu ścinania oraz grubości DA i IC u dorastających sportowców. Natomiast te wykonane na innych grupach badawczych oceniały rzetelność tylko jednego dnia. Wstępne badania wykazały, że niektóre parametry ultrasonograficzne RM mogą być związane ze zdolnościami motorycznymi takimi jak szybkość. Tym samym, te wstępne wyniki potwierdziły zasadność badania RM w aspekcie zdolności motorycznych. Ultrasonografia zapewnia nieinwazyjne i niedrogi badanie. Badania na grupie sportowców przy pomocy elastografii fali poprzecznej potwierdziły jej rzetelność i możliwość wykorzystania do oceny bezpośredniej RM.

#### 5.5 Ograniczenia projektu

Badania dotyczące powiązania parametrów ultrasonograficznych RM ze zdolnościami motorycznymi obejmowały małą grupę oraz osoby uprawiające tylko piłkę nożną. Z tego względu badania potraktowano jako wstępny raport. Uczestnicy nie byli analizowani pod względem zajmowanej pozycji na boisku. Poza tym pomiary ultrasonograficzne były zbierane

podczas spokojnego oddechu. Jak wykazał własny przegląd systematyczny, ultrasonografia RM wydaje się być lepiej skorelowana z parametrami układu oddechowego podczas maksymalnego wdechu. Mimo tych danych zdecydowano się na wstępnym etapie dokonać pomiarów w trakcie spokojnego wdechu ze względu na trudności metodologiczne. W przyjętej metodyce podczas maksymalnego wdechu RM były niewidoczne przez przysłaniające je płuco, co uniemożliwiało zebranie pomiaru.

Na potrzeby badania, wytrzymałość sportowców określono pośrednio na podstawie wielostopniowego testu biegu wahadłowego na 20m. Wyniku nie należy zatem interpretować jako bezpośredniego pomiaru wytrzymałości, ale jako jego szacunek. Poza tym w badaniach tych analizowano szybkość liniową a nie wielokierunkową, która ma większe znaczenie w piłce nożnej.

#### 5.6. Implikacje do kolejnych badań

Przyszłe badania powinny zawierać szczegółowy opis metodologiczny, uwzględniający pozycje badanego, manewry oddechowego podczas zbierania pomiarów i nazewnictwo tych samych pomiarów. Metodyka podczas badań ultrasonograficznych powinna być bardziej ujednolicona. Warto rozważyć analizę innych RM biorących udział w oddychaniu. Ze względu na rozległą rolę DA nie tylko w układzie oddechowym badanie jej wydaje się mieć duży potencjał. W przyszłych badaniach można by uwzględnić osoby uprawiające różne dyscypliny sportu, a jeśli chodzi o piłkarzy nożnych uwzględnić pozycję na boisku.



## 6. WNIOSKI

Parametry ultrasonograficzne RM są częściowo powiązane z parametrami oddechowymi. Nie ma jednak wystraszających dowodów, by używać ultrasonografii RM do całościowej oceny układu oddechowego. Aktualne wyniki sugerują, że pomiary ultrasonograficzne RM mogą wyłącznie uzupełniać spirometrię, a dokładna rola RM w ocenie układu oddechowego wymaga dalszych badań.

Przyjęta metodyka oceny grubości i modułu ścinania RM może być wykorzystana u nastoletnich sportowców. Na tym etapie trudno jednoznacznie określić lepsze położenie głowicy (poprzeczne vs. podłużne). Należy nadal poszukiwać rozwiązań pozwalających na rzetelną ocenę RM podczas maksymalnego wdechu i wydechu, gdyż może to pozwolić na pełniejszą analizę w kontekście szybkości i wytrzymałości.

Badania pilotażowe wykazały, że moduł ścinania RM, ruchomość i prędkość przemieszczania DA są związane z szybkością i niezwiązane z wytrzymałością u nastoletnich piłkarzy nożnych. Obecny stan wiedzy nie pozwala nam jednak jednoznacznie określić jaką rzeczywiście rolę mogą pełnić parametry ultrasonograficzne RM w analizie szybkości i wytrzymałości u młodych sportowców. Z tego względu konieczne są dalsze badania na liczniejszej i mniej jednorodnej grupie sportowców.

## 7. BIBLIOGRAFIA<sup>1</sup>

- [1] Mackała K, Kurzaj M, Okrzymowska P, Stodółka J, Coh M, Rożek-Piechura K. The effect of respiratory muscle training on the pulmonary function, lung ventilation, and endurance performance of young soccer players. *Int J Environ Res Public Health* 2020;17. <https://doi.org/10.3390/ijerph17010234>.
- [2] Oliva-Lozano JM, Fortes V, Krstrup P, Muyor JM. Acceleration and sprint profiles of professional male football players in relation to playing position. *PLoS One* 2020;15. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0236959>.
- [3] Djaoui L, Chamari K, Owen AL, Dellal A. Maximal sprinting speed of elite soccer players during training and matches. *J Strength Cond Res* 2017;31:1509–17. <https://doi.org/10.1519/jsc.0000000000001642>.
- [4] Dragos Florin T. Physical conditioning - Speed and agility in youth football. *Sci Mov Heal* 2018;18:80–4.
- [5] McBurnie AJ, Parr J, Kelly DM, Dos'santos T. Multidirectional Speed in Youth Soccer Players: Programming Considerations and Practical Applications. *Strength Cond J* 2022;44:10–32. <https://doi.org/10.1519/SSC.0000000000000657>.
- [6] Tiller NB. Pulmonary and Respiratory Muscle Function in Response to Marathon and Ultra-Marathon Running: A Review. *Sport Med* 2019;49:1031–41. <https://doi.org/10.1007/s40279-019-01105-w>.
- [7] Lazovic-Popovic B, Zlatkovic-Svenda M, Durmic T, Djelic M, Djordjevic Saranovic S, Zugic V. Superior lung capacity in swimmers: Some questions, more answers! *Rev Port Pneumol* 2016;22:151–6. <https://doi.org/10.1016/j.rppnen.2015.11.003>.
- [8] Khosravi M, Tayebi SM, Safari H. Single and concurrent effects of endurance and resistance training on pulmonary function. *Iran J Basic Med Sci* 2013;16:620–6.
- [9] Hackett DA. Lung Function and Respiratory Muscle Adaptations of Endurance-and Strength-Trained Males. *Sports* 2020;8. <https://doi.org/10.3390/sports8120160>.
- [10] Welch JF, Kipp S, Sheel AW. Respiratory muscles during exercise: mechanics, energetics, and fatigue. *Curr Opin Physiol* 2019;10:102–9. <https://doi.org/10.1016/j.cophys.2019.04.023>.
- [11] Moeliono M, Sari DM, Nashrulloh T. Prediction for the maximum inspiratory pressure value from the thoracic expansion measurement in Indonesian healthy young adults.

---

<sup>1</sup> Zamieszczono tutaj tylko pozycje piśmiennictwa uwzględnione w niniejszej rozprawie. Nie stanowią one sumy bibliografii z wszystkich artykułach tworzących zbiór publikacji.

- Can J Respir Ther 2022;58:34–8. <https://doi.org/10.29390/cjrt-2021-064>.
- [12] Yoshida R, Tomita K, Kawamura K, Setaka Y, Ishii N, Monma M, et al. Investigation of inspiratory intercostal muscle activity in patients with spinal cord injury: a pilot study using electromyography, ultrasonography, and respiratory inductance plethysmography. *J Phys Ther Sci* 2021;33:153–7. <https://doi.org/10.1589/jpts.33.153>.
- [13] Yoshida R, Tomita K, Kawamura K, Nozaki T, Setaka Y, Monma M, et al. Measurement of intercostal muscle thickness with ultrasound imaging during maximal breathing. *J Phys Ther Sci* 2019;31:340–3. <https://doi.org/10.1589/jpts.31.340>.
- [14] McConnell AK, Lomax M. The influence of inspiratory muscle work history and specific inspiratory muscle training upon human limb muscle fatigue. *J Physiol* 2006;577:445–57. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2006.117614>.
- [15] Katayıfçı N, Boşnak Güçlü M, Şen F. A comparison of the effects of inspiratory muscle strength and endurance training on exercise capacity, respiratory muscle strength and endurance, and quality of life in pacemaker patients with heart failure: A randomized study. *Hear Lung* 2022;55:49–58. <https://doi.org/10.1016/j.hrtlng.2022.04.006>.
- [16] Laurent H, Aubreton S, Galvaing G, Pereira B, Merle P, Richard R, et al. Preoperative respiratory muscle endurance training improves ventilatory capacity and prevents pulmonary postoperative complications after lung surgery. *Eur J Phys Rehabil Med* 2020;56:73–81. <https://doi.org/10.23736/S1973-9087.19.05781-2>.
- [17] Menezes KKP, Nascimento LR, Ada L, Polese JC, Avelino PR, Teixeira-Salmela LF. Respiratory muscle training increases respiratory muscle strength and reduces respiratory complications after stroke: A systematic review. *J Physiother* 2016;62:138–44. <https://doi.org/10.1016/j.jphys.2016.05.014>.
- [18] Aliverti A. The respiratory muscles during exercise. *Breathe* 2016;12:165–8. <https://doi.org/10.1183/20734735.008116>.
- [19] Illi SK, Held U, Frank I, Spengler CM. Effect of Respiratory Muscle Training on Exercise Performance in Healthy Individuals. *Sport Med* 2012;42:707–24. <https://doi.org/10.1007/bf03262290>.
- [20] Sales AT do N, Fregonezi GADF, Ramsook AH, Guenette JA, Lima INDF, Reid WD. Respiratory muscle endurance after training in athletes and non-athletes: A systematic review and meta-analysis. *Phys Ther Sport* 2016;17:76–86. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2015.08.001>.
- [21] Hajghanbari B, Yamabayashi C, Buna TR, Coelho JD, Freedman KD, Morton TA, et

- al. Effects of respiratory muscle training on performance in athletes: A systematic review with meta-analyses. *J Strength Cond Res* 2013;27:1643–63.  
<https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318269f73f>.
- [22] Helfer S, Quackenbush J, Fletcher M, Pendergast DR. Respiratory muscle training and exercise endurance at altitude. *Aerosp Med Hum Perform* 2016;87:704–11.  
<https://doi.org/10.3357/AMHP.4405.2016>.
- [23] Wheelock CE, Hess HW, Johnson BD, Schlader ZJ, Clemency BM, James ES, et al. Endurance and Resistance Respiratory Muscle Training and Aerobic Exercise Performance in Hypobaric Hypoxia. *Aerosp Med Hum Perform* 2020;91:776–84.  
<https://doi.org/10.3357/AMHP.5624.2020>.
- [24] Corbellini C, Boussuges A, Villafañe JH, Zocchi L. Diaphragmatic mobility loss in subjects with moderate to very severe COPD may improve after in-patient pulmonary rehabilitation. *Respir Care* 2018;63:1271–80. <https://doi.org/10.4187/respcare.06101>.
- [25] Bennett S, Siritaratiwat W, Tanrangka N, John M, Kanpittaya J. Respiratory Physiology & Neurobiology Diaphragmatic mobility in children with spastic cerebral palsy and differing motor performance levels. *Respir Physiol Neurobiol* 2019;266:163–70. <https://doi.org/10.1016/j.resp.2019.05.010>.
- [26] Lopes AJ. Advances in spirometry testing for lung function analysis. *Expert Rev Respir Med* 2019;13:559–69. <https://doi.org/10.1080/17476348.2019.1607301>.
- [27] Lim R, Zavou MJ, Milton PL, Chan ST, Tan JL, Dickinson H, et al. Measuring respiratory function in mice using unrestrained whole-body plethysmography. *J Vis Exp* 2014. <https://doi.org/10.3791/51755>.
- [28] Zysman-Colman Z, Lands LC. Whole Body Plethysmography: Practical Considerations. *Paediatr Respir Rev* 2016;19:39–41.  
<https://doi.org/10.1016/j.prrv.2015.11.008>.
- [29] Durmic T, Lazovic B, Djelic M, Lazic JS, Zikic D, Zugic V, et al. Influências específicas do esporte nos padrões respiratórios em atletas de elite. *J Bras Pneumol* 2015;41:516–22. <https://doi.org/10.1590/S1806-37562015000000050>.
- [30] Antonelli A. Pitfalls in spirometry: Clinical relevance. *World J Respirol* 2014;4:19.  
<https://doi.org/10.5320/wjr.v4.i3.19>.
- [31] Das N, Verstraete K, Topalovic M, Aerts JM, Janssens W. Estimating airway resistance from forced expiration in spirometry. *Appl Sci* 2019;9:2842.  
<https://doi.org/10.3390/app9142842>.
- [32] Aarab Y, Flatres A, Garnier F, Capdevila M, Raynaud F, Lacampagne A, et al. Shear

- wave elastography, a new tool for diaphragmatic qualitative assessment. *Am J Respir Crit Care Med* 2021;204:797–806. <https://doi.org/10.1164/rccm.202011-4086OC>.
- [33] Linek P, Pałac M, Wolny T. Shear wave elastography of the lateral abdominal muscles in C-shaped idiopathic scoliosis: a case–control study. *Sci Rep* 2021;11. <https://doi.org/10.1038/s41598-021-85552-4>.
- [34] Chino K, Ohya T, Katayama K, Suzuki Y. Diaphragmatic shear modulus at various submaximal inspiratory mouth pressure levels. *Respir Physiol Neurobiol* 2018;252–253:52–7. <https://doi.org/10.1016/j.resp.2018.03.009>.
- [35] Bachasson D, Dres M, Niérat MC, Gennisson JL, Hogrel JY, Doorduyn J, et al. Diaphragm shear modulus reflects transdiaphragmatic pressure during isovolumetric inspiratory efforts and ventilation against inspiratory loading. *J Appl Physiol* 2018;126:699–707. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.01060.2018>.
- [36] Fossé Q, Poulard T, Niérat MC, Virolle S, Morawiec E, Hogrel JY, et al. Ultrasound shear wave elastography for assessing diaphragm function in mechanically ventilated patients: a breath-by-breath analysis. *Crit Care* 2020;24. <https://doi.org/10.1186/S13054-020-03338-Y>.
- [37] Cardenas LZ, Santana PV, Caruso P, Roberto C, Carvalho R De, Luís A, et al. Diaphragmatic Ultrasound Correlates with Inspiratory Muscle Strength and Pulmonary Function in Healthy Subjects. *Ultrasound Med Biol* 2017. <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2017.11.020>.
- [38] Santana PV, Prina E, Albuquerque ALP, Carvalho CRR, Caruso P. Identifying decreased diaphragmatic mobility and diaphragm thickening in interstitial lung disease: The utility of ultrasound imaging. *J Bras Pneumol* 2016;42:88–94. <https://doi.org/10.1590/S1806-37562015000000266>.
- [39] Pinto S, Alves P, Pimentel B, Swash M, de Carvalho M. Ultrasound for assessment of diaphragm in ALS. *Clin Neurophysiol* 2016;127:892–7. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2015.03.024>.
- [40] Calvo-Lobo C, Almazán-Polo J, Becerro-de-Bengoa-Vallejo R, Losa-Iglesias ME, Palomo-López P, Rodríguez-Sanz D, et al. Ultrasonography comparison of diaphragm thickness and excursion between athletes with and without lumbopelvic pain. *Phys Ther Sport* 2019;37:128–37. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2019.03.015>.
- [41] Marugán-rubio D, Chicharro JL, Becerro-de-bengoa-vallejo R, Losa-iglesias ME, Rodríguez-sanz D, Vicente-campos D, et al. Concurrent validity and reliability of manual versus specific device transcostal measurements for breathing diaphragm

- thickness by ultrasonography in lumbopelvic pain athletes. *Sensors* 2021;21. <https://doi.org/10.3390/s21134329>.
- [42] Brown C, Tseng S-C, Mitchell K, Roddey T. Body Position Affects Ultrasonographic Measurement of Diaphragm Contractility. *Cardiopulm Phys Ther J* 2018;29:166–72. <https://doi.org/10.1097/cpt.0000000000000083>.
- [43] Zhu Z, Li J, Yang D, Du L, Yang M. Ultrasonography of diaphragm can predict pulmonary function in spinal cord injury patients: A pilot case-control study. *Med Sci Monit* 2019;25:5369–74. <https://doi.org/10.12659/MSM.917992>.
- [44] Boussuges A, Gole Y, Blanc P. Diaphragmatic motion studied by M-mode ultrasonography. *Chest* 2009;135:391–400. <https://doi.org/10.1378/chest.08-1541>.
- [45] Poulard T, Dres M, Niérat MC, Rivals I, Hogrel JY, Similowski T, et al. Ultrafast ultrasound coupled with cervical magnetic stimulation for non-invasive and non-volitional assessment of diaphragm contractility. *J Physiol* 2020;598:5627–38. <https://doi.org/10.1113/JP280457>.
- [46] Buonsenso D, Berti B, Palermo C, Leone D, Ferrantini G, De Sanctis R, et al. Ultrasound assessment of diaphragmatic function in type 1 spinal muscular atrophy. *Pediatr Pulmonol* 2020;55:1781–8. <https://doi.org/10.1002/ppul.24814>.
- [47] Sarwal A, Parry SM, Berry MJ, Hsu FC, Lewis MT, Justus NW, et al. Interobserver reliability of quantitative muscle sonographic analysis in the critically ill population. *J Ultrasound Med* 2015;34:1191–200. <https://doi.org/10.7863/ultra.34.7.1191>.
- [48] Wallbridge P, Parry SM, Das S, Law C, Hammerschlag G, Irving L, et al. Parasternal intercostal muscle ultrasound in chronic obstructive pulmonary disease correlates with spirometric severity. *Sci Rep* 2018;8. <https://doi.org/10.1038/s41598-018-33666-7>.
- [49] Pietton R, David M, Hisaund A, Langlais T, Skalli W, Vialle R, et al. Biomechanical Evaluation of Intercostal Muscles in Healthy Children and Adolescent Idiopathic Scoliosis: A Preliminary Study. *Ultrasound Med Biol* 2021;47:51–7. <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2020.09.011>.
- [50] Dres M, Demoule A. Monitoring diaphragm function in the ICU. *Curr Opin Crit Care* 2020;26:18–25. <https://doi.org/10.1097/MCC.0000000000000682>.
- [51] Flattres A, Aarab Y, Nougaret S, Garnier F, Larcher R, Amalric M, et al. Real-time shear wave ultrasound elastography: a new tool for the evaluation of diaphragm and limb muscle stiffness in critically ill patients. *Crit Care* 2020;24. <https://doi.org/10.1186/s13054-020-2745-6>.
- [52] Xu JH, Wu ZZ, Tao FY, Zhu ST, Chen SP, Cai C, et al. Ultrasound Shear Wave

- Elastography for Evaluation of Diaphragm Stiffness in Patients with Stable COPD: A Pilot Trial. *J Ultrasound Med* 2021;40:2655–63. <https://doi.org/10.1002/jum.15655>.
- [53] Brown PI, Venables HK, Liu H, De-Witt JT, Brown MR, Faghy MA. Ventilatory muscle strength, diaphragm thickness and pulmonary function in world-class powerlifters. *Eur J Appl Physiol* 2013;113:2849–55. <https://doi.org/10.1007/s00421-013-2726-4>.
- [54] León-Morillas F, Lozano-Quijada C, Lérida-Ortega MÁ, León-Garzón MC, Ibáñez-Vera AJ, de Oliveira-Sousa SL. Relationship between respiratory muscle function and postural stability in male soccer players: A case-control study. *Healthc* 2021;9. <https://doi.org/10.3390/healthcare9060644>.
- [55] Vicente-Campos D, Sanchez-Jorge S, Terrón-Manrique P, Guisard M, Collin M, Castaño B, et al. The main role of diaphragm muscle as a mechanism of hypopressive abdominal gymnastics to improve non-specific chronic low back pain: A randomized controlled trial. *J Clin Med* 2021;10. <https://doi.org/10.3390/jcm10214983>.
- [56] Léger LA, Mercier D, Gadoury C, Lambert J. The multistage 20 metre shuttle run test for aerobic fitness. *J Sports Sci* 1988;6:93–101. <https://doi.org/10.1080/02640418808729800>.
- [57] Altmann S, Ringhof S, Neumann R, Woll A, Rumpf MC. Validity and reliability of speed tests used in soccer: A systematic review. *PLoS One* 2019;14. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0220982>.
- [58] Hopkins WG, Marshall SW, Batterham AM, Hanin J. Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. *Med Sci Sports Exerc* 2009;41:3–12. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31818cb278>.
- [59] Muraki S, Fukumoto K, Fukuda O. Prediction of the muscle strength by the muscle thickness and hardness using ultrasound muscle hardness meter. *Springerplus* 2013;2:1–7. <https://doi.org/10.1186/2193-1801-2-457>.
- [60] Spiesshoefer J, Herkenrath S, Henke C, Langenbruch L, Schneppe M, Randerath W, et al. Evaluation of Respiratory Muscle Strength and Diaphragm Ultrasound: Normative Values, Theoretical Considerations, and Practical Recommendations. *Respiration* 2020;99:369–81. <https://doi.org/10.1159/000506016>.
- [61] Fantini R, Mandrioli J, Zona S, Antenora F, Iattoni A, Monelli M, et al. Ultrasound assessment of diaphragmatic function in patients with amyotrophic lateral sclerosis. *Respirology* 2016;21:932–8. <https://doi.org/10.1111/resp.12759>.
- [62] Miyagi M, Kinugasa Y, Sota T, Yamada K, Ishisugi T, Hirai M, et al. Diaphragm

- Muscle Dysfunction in Patients With Heart Failure. *J Card Fail* 2018;24:209–16.  
<https://doi.org/10.1016/j.cardfail.2017.12.004>.
- [63] Smargiassi A, Inchingolo R, Tagliaboschi L, Di Marco Berardino A, Valente S, Corbo GM. Ultrasonographic assessment of the diaphragm in chronic obstructive pulmonary disease patients: Relationships with pulmonary function and the influence of body composition-A pilot study. *Respiration* 2014;87:364–71.  
<https://doi.org/10.1159/000358564>.
- [64] Janssens JP, Adler D, Ferfaglia RI, Poncet A, Graf LG, Leuchter I, et al. Assessing Inspiratory Muscle Strength for Early Detection of Respiratory Failure in Motor Neuron Disease: Should We Use MIP, SNIP, or Both? *Respiration* 2019;98:114–24.  
<https://doi.org/10.1159/000498972>.
- [65] Ogan N, Aydemir Y, Evrin T, Ataç GK, Baha A, Katipoğlu B, et al. Diaphragmatic thickness in chronic obstructive lung disease and relationship with clinical severity parameters. *Turkish J Med Sci* 2019;49:1073–8. <https://doi.org/10.3906/sag-1901-164>.
- [66] Spiesshoefer J, Henke C, Kabitz HJ, Akova-Oeztuerk E, Draeger B, Herkenrath S, et al. Phrenic nerve involvement and respiratory muscle weakness in patients with Charcot-Marie-Tooth disease 1A. *J Peripher Nerv Syst* 2019;24:283–93.  
<https://doi.org/10.1111/jns.12341>.
- [67] Lim SY, Lim G, Lee YJ, Cho YJ, Park JS, Yoon H II, et al. Ultrasound assessment of diaphragmatic function during acute exacerbation of chronic obstructive pulmonary disease: A pilot study. *Int J COPD* 2019;14:2479–84.  
<https://doi.org/10.2147/COPD.S214716>.
- [68] Bordoni B, Marelli F, Morabito B, Sacconi B. Manual evaluation of the diaphragm muscle. *Int J COPD* 2016;11:1949–56. <https://doi.org/10.2147/COPD.S111634>.
- [69] Lee HJ, Kang TW, Kim BR. Effects of diaphragm and deep abdominal muscle exercise on walking and balance ability in patients with hemiplegia due to stroke. *J Exerc Rehabil* 2018;14:648–53. <https://doi.org/10.12965/jer.1836252.126>.
- [70] Ricoy J, Rodríguez-Núñez N, Álvarez-Dobaño JM, Toubes ME, Riveiro V, Valdés L. Diaphragmatic dysfunction. *Pulmonology* 2019;25:223–35.  
<https://doi.org/10.1016/j.pulmoe.2018.10.008>.
- [71] Ng KWP, Dietz AR, Johnson R, Shoykhet M, Zaidman CM. Reliability of bedside ultrasound of limb and diaphragm muscle thickness in critically ill children. *Muscle and Nerve* 2019;59:88–94. <https://doi.org/10.1002/mus.26327>.
- [72] El-Halaby H, Abdel-Hady H, Alsawah G, Abdelrahman A, El-Tahan H. Sonographic



- Evaluation of Diaphragmatic Excursion and Thickness in Healthy Infants and Children. *J Ultrasound Med* 2016;35:167–75. <https://doi.org/10.7863/ultra.15.01082>.
- [73] Dres M, Dubé BP, Goligher E, Vorona S, Demiri S, Morawiec E, et al. Usefulness of Parasternal Intercostal Muscle Ultrasound during Weaning from Mechanical Ventilation. *Anesthesiology* 2020;132:1114–25. <https://doi.org/10.1097/ALN.0000000000003191>.
- [74] Eby SF, Song P, Chen S, Chen Q, Greenleaf JF, An KN. Validation of shear wave elastography in skeletal muscle. *J Biomech* 2013;46:2381–7. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.07.033>.
- [75] Mazic S, Lazovic B, Djelic M, Suzic-Lazic J, Djordjevic-Saranovic S, Durmic T, et al. Respiratory parameters in elite athletes - does sport have an influence? *Rev Port Pneumol* 2015;21:192–7. <https://doi.org/10.1016/j.rppnen.2014.12.003>.
- [76] Cappellini I, Picciafuochi F, Bartolucci M, Matteini S, Virgili G, Adembri C. Evaluation of diaphragm thickening by diaphragm ultrasonography: a reproducibility and a repeatability study. *J Ultrasound* 2021;24:411–6. <https://doi.org/10.1007/s40477-020-00462-x>.
- [77] Gursel G, Inci K, Alasgarova Z. Can Diaphragm Dysfunction Be Reliably Evaluated with Pocket-Sized Ultrasound Devices in Intensive Care Unit? *Crit Care Res Pract* 2018;2018. <https://doi.org/10.1155/2018/5192647>.
- [78] Boussuges A, Rives S, Finance J, Brégeon F. Assessment of diaphragmatic function by ultrasonography: Current approach and perspectives. *World J Clin Cases* 2020;8:2408–24. <https://doi.org/10.12998/wjcc.v8.i12.2408>.
- [79] Koo TK, Hug F. Factors that influence muscle shear modulus during passive stretch. *J Biomech* 2015;48:3539–42. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2015.05.038>.
- [80] Ateş F, Hug F, Bouillard K, Jubeau M, Frappart T, Couade M, et al. Muscle shear elastic modulus is linearly related to muscle torque over the entire range of isometric contraction intensity. *J Electromyogr Kinesiol* 2015;25:703–8. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2015.02.005>.
- [81] Şendur HN, Cerit MN, Şendur AB, Özhan Oktar S, Yücel C. Evaluation of Diaphragm Thickness and Stiffness Using Ultrasound and Shear-Wave Elastography. *Ultrasound Q* 2022;38:89–93. <https://doi.org/10.1097/RUQ.0000000000000593>.
- [82] Sanders GJ, Turner Z, Boos B, Peacock CA, Peveler W, Lipping A. Aerobic Capacity is Related to Repeated Sprint Ability with Sprint Distances Less Than 40 Meters. *Int J Exerc Sci* 2017;10:197–204.

- [83] Turban JW. Spontaneous pneumomediastinum from running sprints. *Case Rep Med* 2010;2010. <https://doi.org/10.1155/2010/927467>.
- [84] Ratnovsky A, Elad D, Halpern P. Mechanics of respiratory muscles. *Respir Physiol Neurobiol* 2008;163:82–9. <https://doi.org/10.1016/j.resp.2008.04.019>.
- [85] Whitelaw WA, Ford GT, Rimmer KP, De Troyer A. Intercostal muscles are used during rotation of the thorax in humans. *J Appl Physiol* 1992;72:1940–4. <https://doi.org/10.1152/jappl.1992.72.5.1940>.
- [86] Han JN, Gayan-Ramirez G, Dekhuijzen R, Decramer M. Respiratory function of the rib cage muscles. *Eur Respir J* 1993;6:722–8.
- [87] Bahenský P, Bunc V, Malátová R, Marko D, Grosicki GJ, Schuster J. Impact of a breathing intervention on engagement of abdominal, thoracic, and subclavian musculature during exercise, a randomized trial. *J Clin Med* 2021;10. <https://doi.org/10.3390/jcm10163514>.
- [88] Pałac M, Sikora D, Wolny T, Linek P. Relationship between respiratory muscles ultrasound parameters and running tests performance in adolescent football players. A pilot study. *PeerJ* 2023;11. <https://doi.org/10.7717/PEERJ.15214>.
- [89] Shiraishi M, Higashimoto Y, Sugiya R, Mizusawa H, Takeda Y, Fujita S, et al. Diaphragmatic excursion correlates with exercise capacity and dynamic hyperinflation in copd patients. *ERJ Open Res* 2020;6. <https://doi.org/10.1183/23120541.00589-2020>.
- [90] Pałac M, Rutka M, Wolny T, Podgórski M, Linek P. Ultrasonography in Assessment of Respiratory Muscles Function: A Systematic Review. *Respiration* 2022:1–15. <https://doi.org/10.1159/000524785>.

## 8. STRESZCZENIE

### 8.1 Streszczenie w jęz. polskim

#### WSTĘP:

Efektywność i wynik meczu piłki nożnej są zależne od zdolności motorycznych piłkarzy, między innymi wytrzymałości i szybkości. Aktywność fizyczna jest bezpośrednio związana z czynnością układu oddechowego, czyli również z mięśniami oddechowymi. Ich trening wpływa na funkcjonowanie układu oddechowego poprzez zmniejszenie zmęczenia, redukcję odczuwania duszności, poprawę jakości życia.

Niniejsza praca stanowi zbiór publikacji odnoszących się do 1) obecnego stanu wiedzy na temat ultrasonografii mięśni oddechowych, 2) ustalenia metodyki i określenia rzetelności badania ultrasonograficznego mięśni oddechowych na grupie nastoletnich piłkarzy nożnych, 3) wstępnego oszacowania stopnia powiązania parametrów ultrasonograficznych mięśni oddechowych z wytrzymałością i szybkością u nastoletnich piłkarzy nożnych.

#### CEL:

Głównym celem badań była ocena możliwości zastosowania ultrasonografii głównych mięśni oddechowych w analizie szybkości i wytrzymałości u nastoletnich piłkarzy nożnych. Realizację celu podzielono na trzy etapy:

I. Przygotowanie przeglądu systematycznego prac analizujących związek ultrasonografii w ocenie mięśni oddechowych i przełożenia tych wyników na funkcję układu oddechowego.

II. Określenie poziomu rzetelności badania ultrasonograficznego mięśni oddechowych u nastoletnich piłkarzy nożnych.

III. Analiza powiązania parametrów ultrasonograficznych przepony i mięśni międzyżebrowych w odniesieniu do szybkości i wytrzymałości u nastoletnich piłkarzy nożnych.

Przyjęto hipotezy: A) zdolności motoryczne tj. wytrzymałość i szybkość są powiązane z grubością i elastycznością mięśni oddechowych (przepona, mięśnie międzyżebrowe) u nastoletnich piłkarzy nożnych; B) parametry oddechowe bezpośrednio związane z siłą mięśni oddechowych powinny wykazywać wyższy związek z parametrami ultrasonograficznymi mięśni oddechowych w porównaniu z parametrami oddechowymi niezwiązanymi bezpośrednio z siłą mięśni oddechowych.

#### METODYKA:

I: Przegląd systematyczny został przygotowany na podstawie 5 baz danych. Uwzględniono artykuły analizujące relacje między parametrami ultrasonograficznymi mięśni oddechowych a parametrami oddechowymi. Dwóch badaczy niezależnie wyodrębniło i udokumentowało dane dotyczące badanej populacji (wieku, płci, stanu zdrowia, metodologii, parametrów ultrasonograficznych i oddechowych). Badania zostały poddane syntezie jakościowej.

II: Ocena parametrów przepony i mięśni międzyżebrowych (grubość i modułu ścinania) przeprowadzono u nastoletnich sportowców za pomocą elastografii fali poprzecznej. Pomiary zebrano podczas spokojnego oddechu w dwóch ustawieniach głowicy (poprzecznie i równoległe do żeber). Powtórne badania zostały wykonane po 7 dniach. Do obliczenia rzetelności jednego badacza wykorzystano współczynnik korelacji wewnątrzklasowej (ICC) oraz test Blanda-Altmana.

III: Parametry ultrasonograficzne przepony i mięśni międzyżebrowych (moduł ścinania, grubość, ruchomość i prędkość przemieszczania), szybkość (dystans 30 m) oraz parametry wytrzymałościowe (wieloetapowy test biegu wahadłowego na 20 m) mierzono u 22 nastoletnich piłkarzy. Zależność między badaniami ultrasonograficznymi a testami biegowymi analizowano za pomocą nieparametrycznego współczynnika korelacji rang Spearmana.

#### WYNIKI:

I: Spośród wyszukanych 4636 prac, zakwalifikowano 31. Najczęściej badanymi parametrami ultrasonograficznymi mięśni oddechowych była ruchomość i grubość przepony. Wśród parametrów oddechowych najczęściej badano natężoną pojemność życiową, natężoną objętość wydechową 1 s oraz maksymalne ciśnienie wdechowe. Zależności między parametrami oddechowymi i ultrasonograficznymi wahały się od nieistotnych do silnych (w zależności od badanej populacji i zastosowanej metodologii). W większości artykułów grubość przepony korelowała dodatnio z natężoną pojemnością życiową oraz nasiloną objętością wydechową 1 s (umiarkowanie–silnie), z maksymalnym ciśnieniem wdechowym przez nos i maksymalnym ciśnieniem wdechowym (umiarkowanie) oraz z maksymalnym ciśnieniem wydechowym i pojemnością życiową (słabo-umiarkowanie). Ruchomość przepony była umiarkowanie skorelowana z większością parametrów oddechowych. Dane nie zostały poddane syntezie ilościowej ze względu na dużą niejednorodność pod względem projektu badania, grupy badawczej oraz różnych parametrów oddechowych i ultrasonograficznych.

II: Rzetelność pomiarów przepony i mięśni międzyżebrowych z jednego dnia (niezależnie od ustawienia głowicy) była co najmniej dobra. Rzetelność pojedynczego pomiaru z interwałem 7 dni zależała od mierzonego parametru, ustawienia głowicy, fazy oddechu oraz mięśnia. Stwierdzono doskonałą rzetelność modułu ścinania przepony na końcu spokojnego wydechu w

ustawieniu poprzecznym głowicy ( $ICC_{3,1} = 0,91-0,96$ ;  $ICC_{3,2} = 0,95$ ) oraz rzetelności od słabej do doskonałej w przypadku grubości mięśni międzyżebrowych na końcu spokojnego wdechu w podłużnym ustawieniu głowicy ( $ICC_{3,1} = 0,26-0,95$ ;  $ICC_{3,2} = 0,15$ ). Ogólna rzetelność analizowanych danych była wyższa dla pomiarów przepony (niż mięśni międzyżebrowych) niezależnie od fazy oddechu i położenia sondy.

III: Moduł ścinania przepony na końcu spokojnego wdechu korelował umiarkowanie ujemnie z wynikiem szybkości na 10m ( $R = -0,49$ ;  $p = 0,2$ ). Współczynniki modułu ścinania przepony i mięśni międzyżebrowych były ujemnie skorelowane z wynikami prędkości na 10m i 30m (około  $R = -0,48$ ;  $p = 0,03$ ). Ruchomość przepony była dodatnio skorelowana z wynikami szybkości na 5m ( $R = 0,46$ ;  $p = 0,04$ ) i 10m ( $R = 0,52$ ;  $p = 0,02$ ). Prędkość przemieszczania się przepony była umiarkowanie dodatnio skorelowana z wynikami szybkości na 5m ( $R = 0,42$ ;  $p = 0,06$ ) i 30m ( $R = 0,42$ ;  $p = 0,07$ ). Grubość mięśni oddechowych nie wykazała istotnych korelacji z wynikami szybkości. Nie wykazano istotnej korelacji pomiędzy wytrzymałością a parametrami ultrasonograficznymi mięśni oddechowych ( $R \leq 0,36$ ;  $p \geq 0,11$ ).

#### WNIOSKI:

Parametry ultrasonograficzne mięśni oddechowych są częściowo powiązane z parametrami oddechowymi. Ultrasonografia mięśni oddechowych może uzupełniać spirometrię, ale dokładna rola ultrasonografii w ocenie układu oddechowego wymaga potwierdzenia. Przyjęta metodyka elastografii fali poprzecznej wydaje się być obiecującą i rzetelną techniką badania przepony i mięśni międzyżebrowych u nastoletnich sportowców. Parametry ultrasonograficzne mięśni oddechowych (moduł ścinania przepony i mięśni międzyżebrowych, ruchomość i prędkość przemieszczania przepony) są związane z szybkością i niezwiązane z wytrzymałością u dorastających piłkarzy nożnych. Nie da się jednoznacznie określić, jak ważne w prognozowaniu mogą być parametry mięśni oddechowych na wytrzymałość i szybkość u młodych sportowców. Z tego względu konieczne są dalsze badania.

Słowa kluczowe: ultrasonografia, elastografia fali poprzecznej, przepona, mięśnie międzyżebrowe, układ oddechowy, nastoletni sportowcy, zdolności motoryczne

## 8.2 Streszczenie oraz tytuł pracy w jęz. angielskim

TITLE: THE POSSIBILITY OF APPLYING ULTRASONOGRAPHY OF THE MAIN RESPIRATORY MUSCLES IN THE ANALYZING THE SPEED AND ENDURANCE IN ADOLESCENT FOOTBALL PLAYERS.

### INTRODUCTION:

The effectiveness and result of a football match depend on players' motor skills, including endurance and speed. Physical activity is directly related to the functioning of the respiratory system, including the respiratory muscles. Training these muscles can enhance respiratory system function by reducing fatigue and dyspnoea, improving the quality of life. This work is a collection of publications relating to the: 1) current state of knowledge on ultrasound imaging of respiratory muscles, 2) establishing the methodology and determining the reliability of ultrasound examination of respiratory muscles in a group of adolescent football players, 3) initial estimation the degree of correlation between ultrasound parameters of the respiratory muscles with endurance and speed in adolescent football players.

### PURPOSE:

The main aim of the study was to assess the possibility of using ultrasound imaging of the main respiratory muscles in the analysis of speed and endurance in adolescent football players. The aim was divided into three stages:

- I. Conducting a systematic review of works analyzing the relationship of respiratory muscle assessment through ultrasound imaging with the translation of these results into respiratory system function.
- II. Determination of the level of reliability of ultrasound examination of respiratory muscles in adolescent football players.
- III. Analyzing the relationship between ultrasound parameters of diaphragm and intercostal muscles in relation to speed and endurance in adolescent football players.

The following hypotheses were formulated: a) motor skills such as endurance and speed are related to the thickness and elasticity of respiratory muscles (diaphragm, intercostal muscles) in adolescent football players; b) respiratory parameters directly linked to respiratory muscle strength should exhibit a stronger relationship with ultrasound parameters of respiratory muscles compared to respiratory parameters not directly tied to respiratory muscle strength.

### METHODS:

I: A systematic review was conducted based on 5 databases. Articles analyzing the relationship between ultrasound parameters of respiratory muscles and respiratory parameters were included. Two investigators independently extracted and documented data on the study population (age, gender, health status, methodology, ultrasound and respiratory parameters). The research underwent qualitative synthesis.

II: Diaphragm and intercostal muscle parameters (thickness and shear modulus) were measured by shear wave elastography in adolescent athletes. Measurements were taken during a tidal breath in two probe positions (transverse and parallel to the ribs). Repeated tests were performed after 7 days. Intraclass correlation coefficient (ICC) and the Bland-Altman test were used to calculate the reliability by a single investigator.

III: Ultrasound parameters of the diaphragm and intercostal muscles (shear modulus, thickness, excursion and excursion velocity), speed (30 m distance) and endurance parameters (multi-stage 20 m shuttle run test) were measured in 22 adolescent football players. The relationship between ultrasound examinations and running tests was analyzed using Spearman's rank correlation coefficient.

#### RESULTS:

I: Out of the 4,639 papers identified, 31 were qualified. The most frequently examined ultrasonography parameters of the respiratory muscles were diaphragm excursion and thickness. Among the respiratory parameters, the most frequently tested were forced vital capacity, forced expiratory volume 1 s and maximum inspiratory pressure. The relationships between respiratory and ultrasound parameters ranged from negligible to strong (depending on the study population and the methodology used). In most articles, diaphragm thickness correlated positively with forced vital capacity and forced expiratory volume 1 s (moderate-strong), with maximal nasal inspiratory pressure and maximal inspiratory pressure (moderate), and with maximal expiratory pressure and vital capacity (weak-moderate). Diaphragm excursion was significantly moderately correlated with most respiratory parameters. The data were not quantified due to high heterogeneity in terms of study design, study group, and various respiratory and ultrasound parameters.

II: The reliability for one-day measurements of the diaphragm and intercostal muscles (regardless of the probe orientation) was at least good. The reliability during the seven-day interval between measurements depended on the measured parameter, probe position, breathing phase and muscle. Excellent reliability of the diaphragm shear modulus at the end of tidal expiration in the transverse probe position ( $ICC_{3,1} = 0.91-0.96$ ;  $ICC_{3,2} = 0.95$ ) and poor to excellent reliability for intercostal muscle thickness at the end of tidal inspiration in the

longitudinal probe position ( $ICC_{3.1} = 0.26-0.95$ ;  $ICC_{3.2} = 0.15$ ). Overall reliability of analyzed data was higher for measurements of the diaphragm (than intercostal muscles) regardless of the respiratory phase and probe position.

III: The shear modulus of the diaphragm at the end of a tidal inspiration was moderately negatively correlated with the speed score at 10m ( $R = -0.49$ ;  $p = 0.2$ ). The diaphragm and intercostal muscle shear modulus ratio were negatively correlated with the speed score at 10m and 30m (approximately  $R = -0.48$ ;  $p = 0.03$ ). Diaphragm excursion was positively correlated with speed scores at 5m ( $R = 0.46$ ;  $p = 0.04$ ) and 10m ( $R = 0.52$ ;  $p = 0.02$ ). Diaphragm excursion velocity was moderately positively correlated with speed scores at 5m ( $R = 0.42$ ;  $p = 0.06$ ) and 30m ( $R = 0.42$ ;  $p = 0.07$ ). Respiratory muscle thickness showed no significant correlations with speed scores. There was no significant correlation between endurance and ultrasound parameters of the respiratory muscles ( $R \leq 0.36$ ;  $p \geq 0.11$ ).

#### CONCLUSIONS:

Ultrasound parameters of respiratory muscles are partly related to respiratory parameters. Respiratory muscle ultrasonography may complement spirometry, but the exact role of ultrasound imaging in assessing the respiratory system requires further confirmation. Shear wave elastography seems to be a promising and reliable technique for examining diaphragm and intercostal muscles in adolescent athletes. Ultrasound parameters of the respiratory muscles (shear modulus of the diaphragm and intercostal muscles; diaphragm excursion and excursion velocity) are related to speed and unrelated to endurance in adolescent football players. The significance of respiratory muscle parameters for endurance and speed in young athletes' prognoses remains uncertain, warranting further research.

**Key words:** ultrasonography, shear wave elastography, diaphragm, intercostal muscles, respiratory system, adolescent athletes, motor skills



# Ultrasonography in Assessment of Respiratory Muscles Function: A Systematic Review

Małgorzata Pałac<sup>a,b</sup> Magdalena Rutka<sup>b</sup> Tomasz Wolny<sup>a,b</sup> Michał Podgórski<sup>c</sup>  
Paweł Linek<sup>a,b</sup>

<sup>a</sup>Institute of Physiotherapy and Health Sciences, Musculoskeletal Elastography and Ultrasonography Laboratory, The Jerzy Kukuczka Academy of Physical Education, Katowice, Poland; <sup>b</sup>Musculoskeletal Diagnostic and Physiotherapy – Research Team, The Jerzy Kukuczka Academy of Physical Education, Katowice, Poland; <sup>c</sup>Department of Radiology, Diagnostic Imaging and Interventional Radiology, Medical University of Lodz, Łódź, Poland

© Free Author Copy - for personal use only

ANY DISTRIBUTION OF THIS ARTICLE WITHOUT WRITTEN CONSENT FROM S. KARGER AG, BASEL IS A VIOLATION OF THE COPYRIGHT.

Written permission to distribute the PDF will be granted against payment of a permission fee, which is based on the number of accesses required. Please contact [permission@karger.com](mailto:permission@karger.com)

## Keywords

Ultrasonography · Pulmonary function · Respiratory muscles · Diaphragm

## Abstract

**Introduction:** The purpose of this study was to evaluate the potential utility of respiratory muscles ultrasound (US) imaging for assessing respiratory function and identify US variables that best correlate with pulmonary parameters. **Materials and Methods:** A search of 5 databases was conducted. Initially, there was no language, study design, or time frame restrictions. All studies assessing the relationship between pulmonary and US parameters were included. Two reviewers independently extracted and documented data regarding to examined population, age, gender, health condition, methodology, US, and pulmonary function measurements. All studies were qualitative synthesis. **Results:** A total of 1,272 participants from 31 studies were included. Diaphragm thickness, diaphragm thickening ratio, and diaphragm excursion amplitude were mainly used as US parameters. Forced vital capacity, forced expiratory volume<sub>1sec</sub> and maximal inspiratory pressure were mainly used as pulmonary parameters.

The relationships between pulmonary and US parameters varied from negligible to strong (depend on examined population and methodology used). Data were not quantitatively synthesis due to high heterogeneity in terms of study design, population examined, and various pulmonary and US parameters. **Conclusion:** A strong relationship between US measurements and pulmonary parameters was demonstrated in some studies but not others. This review confirmed that US measurements can complement spirometry, but the exact role of the US remains to be confirmed. Further studies using standardized methodology are needed to obtain more conclusive evidence on the usefulness of US for assessing respiratory function.

© 2022 S. Karger AG, Basel

## Introduction

Spirometry and plethysmography are the most commonly used tools in the evaluation of respiratory system function [1–9]. These instruments require the use of dynamic functional trials [1, 8], potentially limiting their application. The primary parameters measured during

spirometry and plethysmography are forced vital capacity (FVC), vital capacity (VC), forced expiratory volume in the first second (FEV<sub>1</sub>), and FEV<sub>1</sub>/VC or FEV<sub>1</sub>/FVC, which estimate the VC of the lungs. The strength of the respiratory muscles can be assessed with maximal inspiratory pressure (MIP) and maximal expiratory pressure (MEP) [2, 3, 7, 10–14]. Spirometry is the gold standard for assessing pulmonary function and is the most widely performed respiratory function test used clinically to diagnose and assess the severity of respiratory disorders [2, 4, 15–17]. Spirometry should also be complemented with imaging and/or functional tests [2] in certain clinical situations. It therefore seems reasonable to seek other methods of assessing pulmonary function to complement spirometry or replace it in some clinical conditions.

Ultrasound (US) can be successfully used to assess the respiratory muscles [4, 11, 18–22]. It is noninvasive, cost effective, and commonly available and compared to spirometry or plethysmography, does not always require such coordinated patient effort in performing respiratory manoeuvres [4, 11]. Overall, the relationship between pulmonary and US parameters has been evaluated [3, 4, 7]. The pulmonary parameters are mainly related to the thickness, change in thickness (ratios), and excursion of the diaphragm or echogenicity of certain respiratory muscles [11, 14, 19, 23–26]. However, there are conflicting opinions concerning the utility of using US to assess pulmonary function [23, 27–29]. Thus, the aim of this systematic review was to evaluate the potential utility of respiratory muscles US for assessing respiratory function. To reach this aim, we gathered studies that have assessed the relationship between pulmonary and US parameters. We also hypothesized that pulmonary parameters directly related to respiratory muscles strength should present a higher relationship with US parameters compared to pulmonary parameters not directly related to respiratory muscles strength. These data may be useful in clinical practice for screening out individuals in whom it is difficult to perform spirometry and to provide direction for future research in this area.

## Materials and Methods

The original protocol of this systematic review was registered in the PROSPERO database (CRD42020211441).

### *Study Design and Search Strategy*

A review was carried out of research articles evaluating the relationship between the US parameters of the respiratory muscles and pulmonary parameters. Original articles published in the English language without any restrictions on publication time were

searched in MEDLINE (PubMed), Scopus, Ovid SP (*Sports Medicine, American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation, Drugs in R & D, Spine, MEDLINE, Strength and Conditioning Journal, Journal of Strength & Conditioning Research*), EBSCO Academic Search Ultimate, and Web of Science. The search strategy was created based on the PICO strategy: P (patient) – adults and children (healthy and all diseases), athletes; I (intervention) – US of the respiratory muscles (e.g., diaphragm, abdominal muscles, intercostal muscles); C (comparator) – spirometry, respiratory muscle strength, plethysmography; O (outcomes) – relationship, correlation, association.

The systematic review took into account studies on healthy populations (children and adults), athletes, and people with any diseases affecting pulmonary function, regardless of age, gender, level of physical activity, and health status. All studies analysing the relationship between the US parameters of the respiratory muscles (e.g., diaphragm, abdominal muscles, intercostal muscles) and respiratory function were included.

### *Data Extraction*

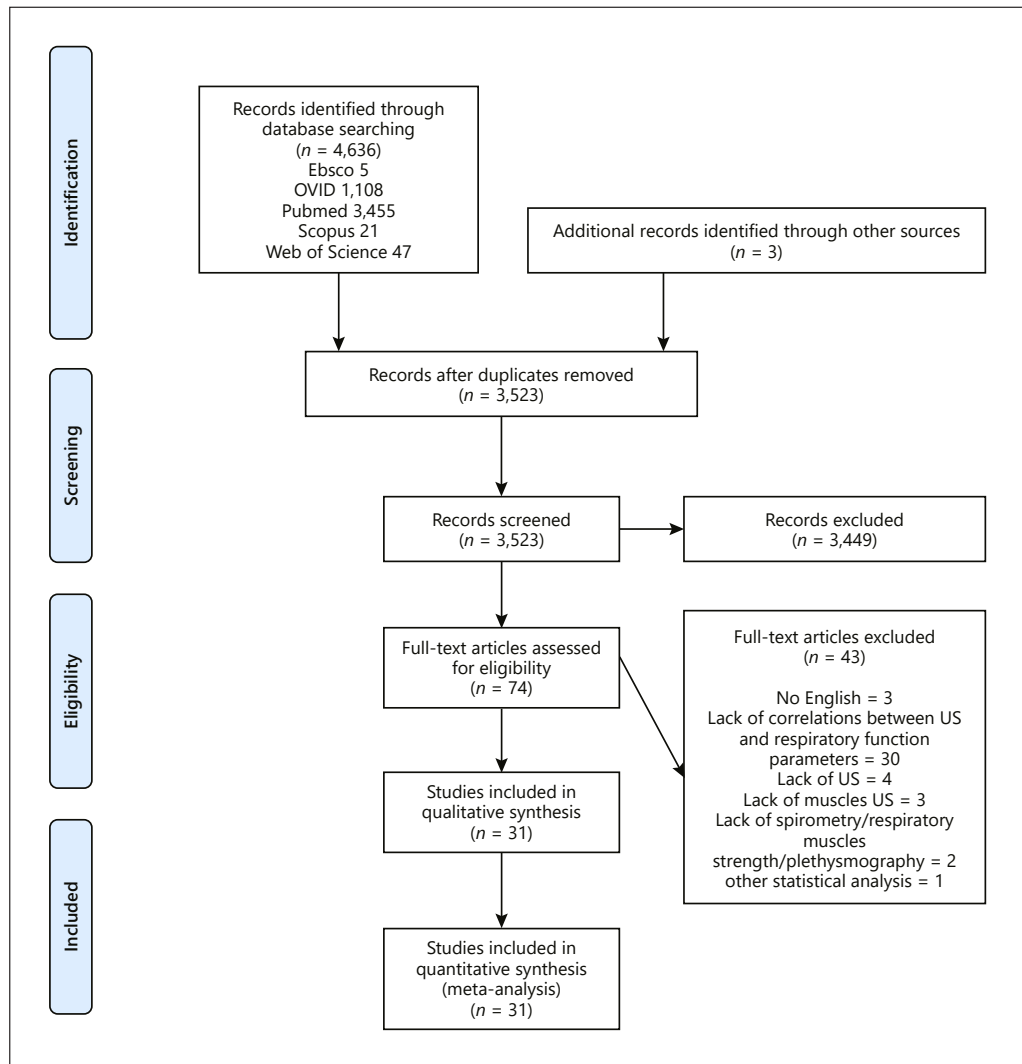
Initially, we reviewed the titles and summaries of potentially important articles. Database searches were conducted based on the terms specified in the search strategy. Two authors (M.P. and M.R.) selected publications for more detailed analysis. After the initial selection, the selected articles were read in full. All discrepancies in decisions to include or exclude studies were discussed. In case of doubt, the final selection of articles was made by consultation with other researchers (P.L. and T.W.). The following data were extracted from each article: research group, age, gender, and health condition. We also took into account important information on the methodology of the study and measured parameters (both US and lung function assessment). The data were collected and combined using the EndNote x9 (version 19.2.0.13018) programme. Duplicate searches were deleted. The references of selected studies were also searched for eligible studies. If any data were lacking, we contacted the authors. If this was not possible, the article was excluded.

### *Risk of Bias (Quality) Assessment*

The quality of the studies was evaluated using the Scottish Intercollegiate Guidelines Network (SIGN) quality checklist according to the recommended revised diagnostic accuracy tool (QUADAS-2). Study quality was determined by testing its internal and external validity. The validity was evaluated using the QUADAS-2 tool. QUADAS-2 involves individualized scoring of seven components. Each of the seven steps is scored as “yes,” “no,” or “unclear.” Two independent researchers (M.P. and M.R.) evaluated the articles. Uncertainties were resolved through discussion, or in the case of disagreement, third (T.W.) and fourth investigators (P.L.) resolved the problem. Irrespective of the outcome of the risk of bias, they were included in the review.

### *Data Synthesis*

Data extracted from all included studies were tabulated, including the study authors and sample characteristics, the measurements of the outcome variables, and key results. All the identified studies were included in a qualitative synthesis and are presented in the tables and/or appendices. Initially, it was intended to synthesize the data quantitatively. However, because of high heterogeneity in terms of study design, population examined, and various pulmonary and US parameters, we could not perform a meta-



**Fig. 1.** Summary of included studies.

regression as it was not possible to select 10 similar articles. Any correlations in the included studies were interpreted as negligible (0.00–0.10), weak (0.10–0.39), moderate (0.40–0.69), strong (0.70–0.89), or very strong (0.90–1.00) [30].

## Results

A total of 4,639 articles were identified during five database searches and hand searches of relevant articles (shown in Fig. 1). After removing duplicates and read-

ing the titles and abstracts, 74 papers remained. Thirty of these were subsequently excluded due to lack of correlation between US parameters and respiratory function. Three papers were not in English, and another 10 papers were rejected because of lack of US measurements of respiratory muscles or spirometry. Full text analysis allowed 31 articles to be included in the review, according to the established criteria. The detailed process of inclusion of articles in the review is shown in Figure 1.

**Table 1.** Characteristics of the included studies

Study	Characteristics of the correlation group	Patients, n	Age	Sex/gender: male, %
Bennett et al. [4]	CP	36	13.9	58
Brown et al. [24]	Powerlifters and control group	20	26.5	100
Cordenas et al. [11]	Healthy	64	46	47
Carrie et al. [10]	Neuromuscular diseases (ALS or myotonic dystrophy)	45	56	42
Cohen et al. [21]	Healthy	10	36	50
Corbellini et al. [5]	COPD with/without healthy*	30 or 46*	*	76*
Dos Santos Yamaguti et al. [7]	COPD	54	62	78
Fantini et al. [25]	ALS	41	63	73
Henke et al. [31]	Facioscapulothoracic muscular dystrophy	14	53.4	64
Hiwatani et al. [19]	ALS	36	66.9	50
Holtzhausen et al. [26]	Students (athletes at the university level and leading a sedentary lifestyle)	55	21.2	62
Jung et al. [32]	Stroke patients	10	59.7	80
Kim et al. [39]	Stroke patients and healthy subject	94	48.8	61
Kim et al. [6]	Patients undergoing liver lobectomy	35	48.9	77
Kwon and Kim [12]	CP	43	7.7	61
Lim et al. [33]	COPD	10	79.8	100
Miyagi et al. [34]	Patients with heart failure	77	72	56
Noda et al. [27]	Neuromuscular diseases with/without control*	47 or 37*	58.9*	61*
Ogan et al. [29]	COPD	34	71	85
Pinto et al. [20]	ALS	42	58.9	48
Santana et al. [18]	Interstitial lung disease with/without control*	56 or 40*	55*	55*
Scott et al. [9]	Healthy	36	50.6	69
Smargiassi et al. [35]	COPD	23	71.2	100
Souza et al. [28]	Elderly woman	25	68.3	0
Souza et al. [36]	COPD	21	65.8	62
Spiesshoefer et al. [40]	Charcot-Marie-Tooth disease with/without being healthy*	19 or 38*	47*	32*
Spiesshoefer et al. [14]	Healthy	70	34	36
Summerhill et al. [37]	Patients with clinically suspected diaphragm paralysis	16	52.6	81
Wallbridge et al. [23]	COPD	20	71.5	80
Zanforlin et al. [38]	Patients with airway obstruction	124	53	65
Zhu et al. [41]	Spinal cord injury	30	39.6	90

CP, cerebral palsy; COPD, chronic obstructive pulmonary disease; ALS, amyotrophic lateral sclerosis. \* Unclear information in the study.

### Characteristics of the Included Studies

Most (64%) studies included participants over 50 years of age [5, 7, 9, 10, 18–20, 23, 25, 27–29, 31–38]. Two articles included children [4, 12]. The studies commonly included: people with chronic obstructive pulmonary disease (COPD) (23% of all included articles) [5, 7, 23, 29, 33, 35, 36], healthy individuals – 23% articles [9, 11, 14, 21, 26, 28, 39], and people with neuromuscular disease – 23% articles [10, 19, 20, 25, 27, 31, 40]. Other study populations appeared only once [6, 18, 24, 34, 37, 38, 41]. More details are shown in Table 1.

In all the included studies, US was performed on the diaphragm (right hemidiaphragm, 22 studies; left side, 1 study; both sides, 7 studies; lack of information, 1 study). In one of the studies, the intercostal muscles were also examined [23]. The diaphragm thickness ( $D_T$ ) was used as a US parameter in 45% of the articles. Based on thick-

ness measurements available in 45% of articles, the thickness ratios (diaphragm thickening ratio [DTR], diaphragm thickening fraction [DTF], diaphragm thickening difference [DTD]) were calculated. Diaphragm excursion amplitude ( $DE_a$ ) was collected in 58% of articles, and diaphragm excursion velocity ( $DE_v$ ) was collected in three articles. With regards pulmonary parameters, the investigators mainly used parameters such as MIP (48% of articles) [7, 10–12, 14, 20, 24, 26, 28, 31, 34, 36, 37, 39, 40], FVC (45% of articles) [4, 7, 10–12, 14, 20, 25, 27, 32, 33, 35, 40, 41] and  $FEV_1$  (32% of articles) [4, 7, 11, 12, 23, 29, 32, 33, 35, 41].

Due to the high number of studies included in the review, the variety of US and pulmonary parameters, and the need for clarity, the results are presented in two separate tables (shown in Tables 2, 3) and in the appendices (shown in Appendix 1 and 2; for all online supplementary

**Table 2.** US thickness measurements in relations to pulmonary function

Study	US		Pulmonary parameters						
	parameters	conditions	FVC	FEV1	MIP	SNIP	VC	MEP	FEV <sub>1%PRED</sub>
Brown et al. [24]	D <sub>T</sub> (right)	At end-tidal expiration			<b>0.52*</b> <sup>1</sup>			<b>0.67*</b> <sup>1</sup>	
Cordenas et al. [11]	D <sub>T</sub> (right)	At the end of maximal inspiration	<b>0.48*</b> <sup>1</sup>	<b>0.48*</b> <sup>1</sup>	<b>0.47*</b> <sup>1</sup>	<b>0.45*</b> <sup>1</sup>			
Fantini et al. [25]	D <sub>T</sub> (both sides)	At the end of maximal inspiration At end-tidal inspiration	<b>0.52*</b> <sup>2</sup> 0.28 <sup>2</sup>				<b>0.53*</b> <sup>2</sup> 0.30 <sup>2</sup>		
Holtzhausen et al. [26]	D <sub>T</sub> (right)	At end-tidal expiration			<b>0.52*</b> <sup>2</sup>				
Miyagi et al. [34]	D <sub>T</sub> (right)	At the end of maximal inspiration At end-tidal expiration			<b>0.24*</b> <sup>1</sup> 0.11 <sup>1</sup>		<b>0.24*</b> <sup>1</sup> 0.09 <sup>1</sup>	<b>0.33*</b> <sup>1</sup> 0.12 <sup>1</sup>	
Noda et al. [27]	D <sub>T</sub> (both sides; average)	At end-tidal expiration	<b>0.74*</b> <sup>1</sup>						nc
Ogan et al. [29]	D <sub>T</sub> (right)	At end-tidal expiration At the end of maximal inspiration		0.19 <sup>2</sup> -0.18 <sup>2</sup>					
Pinto et al. [20]	D <sub>T</sub> (right)	At the end of maximal inspiration	<b>0.46*</b> <sup>1</sup>		<b>0.44*</b> <sup>1</sup>	<b>0.50*</b> <sup>1</sup>		<b>0.51*</b> <sup>1</sup>	
Smargiassi et al. [35]	D <sub>T</sub> (right)	At end-tidal expiration At the end of maximal inspiration At the end of maximal expiration					<b>0.46*</b> <sup>3</sup> <b>0.65*</b> <sup>3</sup> <b>0.36*</b> <sup>3</sup>		
Spiesshoefer et al. [40]	D <sub>T</sub> (right)	At the end of maximal inspiration At end-tidal expiration At end-tidal expiration	nc (data not shown)		nc (data not shown)				
Spiesshoefer et al. [14]	D <sub>T</sub> (right)	At the end of maximal inspiration			<b>0.30*</b> <sup>1</sup>				
Wallbridge et al. [23]	D <sub>T</sub> (right)	At end-tidal expiration		0.19 <sup>4</sup>					-0.02 <sup>4</sup>
	2nd IC <sub>T</sub> (left)	At end-tidal inspiration		0.30 <sup>4</sup>					0.36 <sup>4</sup>
	3rd IC <sub>T</sub> (left)			0.14 <sup>4</sup>					0.11 <sup>4</sup>
	2nd IC <sub>T</sub> (right)			0.28 <sup>4</sup>					0.35 <sup>4</sup>
	3rd IC <sub>T</sub> (right)			0.23 <sup>4</sup>					0.34 <sup>4</sup>
	2nd IC <sub>E</sub> (left)			0.01 <sup>4</sup>					-0.16 <sup>4</sup>
	3rd IC <sub>E</sub> (left)			0.07 <sup>4</sup>					-0.12 <sup>4</sup>
	2nd IC <sub>E</sub> (right)			-0.33 <sup>4</sup>					-0.45 <sup>4</sup>
	3rd IC <sub>E</sub> (right)			-0.20 <sup>4</sup>					-0.24 <sup>4</sup>
	IC <sub>E</sub> (both sides)								-0.32 <sup>4</sup>
Zhu et al. [41]	D <sub>T</sub> (right)	At the end of maximal inspiration	<b>0.71*</b> <sup>2</sup>	<b>0.70*</b> <sup>2</sup>					
	D <sub>T</sub> (left)	At end-tidal expiration	<b>0.80*</b> <sup>2</sup>	<b>0.79*</b> <sup>2</sup>					

D<sub>T</sub>, diaphragm thickness; IC<sub>T</sub>, intercostal thickness; IC<sub>E</sub>, intercostal echogenicity; FVC, forced vital capacity; FEV<sub>1</sub>, forced expiratory volume in 1 s; SNIP, sniff nasal inspiratory pressure; VC, vital capacity; MEP, maximal expiratory pressure; MIP, maximal inspiratory pressure; FEV<sub>1%PRED</sub>, forced expiratory volume in 1 s % predicted; nc, no correlation. \*  $p \leq 0.05$  interpretation: negligible (0.00–0.10); weak (0.10–0.39); moderate (0.40–0.69); strong (0.70–0.89); very strong (0.90–1.00). <sup>1</sup> Pearson correlation. <sup>2</sup> Spearman correlation. <sup>3</sup> Beta regression. <sup>4</sup> Multiple linear regression.

material, see [www.karger.com/doi/10.1159/000524785](http://www.karger.com/doi/10.1159/000524785)). The tables include those pulmonary variables that were correlated with US parameters in at least two separate studies. The appendices include those pulmonary variables that were correlated with US parameters in only one study. Table 2 and Appendix 1 show the studies in which the diaphragmatic thickness (a single US measurement)

was correlated with various pulmonary parameters. Table 3 and Appendix 2 show the studies in which the US ratios or excursion (US measurements under two different conditions) were analysed alongside various pulmonary parameters. A detailed description is given in synthesis of the results.

**Table 3.** US ratios and excursion in relation to pulmonary parameters

Study	US parameters	conditions	Pulmonary parameters														
			FVC	FVC %PRED	FEV <sub>1</sub>	FEV <sub>1</sub> %PRED	MIP	FEV <sub>1</sub> /FVC	RV	RV/TLC	IC/TLC	SNIP	VC	MEP	TLC	IC	ERV
Bennett et al. [4]	DE <sub>s</sub> (right)	DB	<b>0.56</b> <sup>*,1</sup>	<b>0.52</b> <sup>*,1</sup>	<b>0.52</b> <sup>*,1</sup>	<b>0.58</b> <sup>*,1</sup>											
	DE <sub>s</sub> (left)		<b>0.65</b> <sup>*,1</sup>	<b>0.52</b> <sup>*,1</sup>	<b>0.61</b> <sup>*,1</sup>	<b>0.48</b> <sup>*,1</sup>											
Cordenas et al. [11]	DE <sub>s</sub> (right)	DB	<b>0.54</b> <sup>*,1</sup>	<b>0.53</b> <sup>*,1</sup>	<b>0.53</b> <sup>*,1</sup>	<b>0.57</b> <sup>*,1</sup>											
	DTF (right)	At TLC/at FRC	<b>0.59</b> <sup>*,1</sup>	<b>0.58</b> <sup>*,1</sup>	<b>0.58</b> <sup>*,1</sup>	<b>0.55</b> <sup>*,1</sup>											
Carrie et al. [10]	DE <sub>s</sub> (right)	FB	<b>0.68</b> <sup>*,2</sup>	<b>0.75</b> <sup>*,2</sup>		<b>0.49</b> <sup>*,2</sup>											
	DE <sub>s</sub> (right)	SV				nc											
	DE <sub>v</sub> (right)	SV				nc											
Corbellini et al. [5]	DE <sub>s</sub> (right)	At TLC				<b>-0.74</b> <sup>*,1</sup>											<b>-0.64</b> <sup>*,1</sup>
	TB					<b>-0.80</b> <sup>*,1</sup>											<b>-0.63</b> <sup>*,1</sup>
Dos Santos Yamaguti et al. [7]	DE <sub>s</sub> (right)	FB	<b>0.60</b> <sup>*,2</sup>	<b>0.55</b> <sup>*,2</sup>		<b>-0.11</b> <sup>2</sup>											<b>0.03</b> <sup>2</sup>
	DTR (both sides)	At TLC/at VT	<b>-0.45</b> <sup>*,2</sup>														<b>-0.28</b> <sup>*,2</sup>
Fantini et al. [25]	DTR (right)	At TLC/at FRC															<b>0.59</b> <sup>*,1</sup>
	DE <sub>s</sub> (right)	DB				<b>0.74</b> <sup>*,L</sup>											<b>0.49</b> <sup>*,1</sup>
Henke et al. [31]	DTR (right)	At TLC/at FRC				<b>0.70</b> <sup>*,L</sup>											
	DE <sub>s</sub> (right)	DB															
Hiwatani et al. [19]	DTR (right)	At TLC/at FRC															
	DE <sub>s</sub> (left)	DB	<b>0.86</b> <sup>*,2</sup>	<b>0.70</b> <sup>*,2</sup>													
Jung et al. [32]	DTR (both sides)	At TLC/at FRC															
	DE <sub>s</sub> (right)	DB															
Kim et al. [39] stroke patients	DTR (right)	At TLC/at FRC															
	DE <sub>s</sub> (right)	DB															
Kwon and Kim [12] GI	DE <sub>s</sub> (L)	TB	0.04 <sup>1</sup>	-0.43 <sup>1</sup>		-0.03 <sup>1</sup>											-0.01 <sup>1</sup>
	DE <sub>s</sub> (R)	DB	-0.11 <sup>1</sup>	0.01 <sup>1</sup>		-0.20 <sup>1</sup>											-0.18 <sup>1</sup>
Kwon and Kim [12] Gill	DE <sub>s</sub> (L)	TB	-0.26 <sup>1</sup>	-0.50 <sup>1</sup>		0.42 <sup>1</sup>											0.32 <sup>1</sup>
	DE <sub>s</sub> (R)	DB	0.02 <sup>1</sup>	-0.24 <sup>1</sup>		-0.14 <sup>1</sup>											0.30 <sup>1</sup>
Kwon and Kim [12] Gill	DE <sub>s</sub> (L)	TB	0.10 <sup>1</sup>	-0.22 <sup>1</sup>		0.11 <sup>1</sup>											-0.26 <sup>1</sup>
	DE <sub>s</sub> (R)	DB	0.04 <sup>1</sup>	-0.06 <sup>1</sup>		-0.05 <sup>1</sup>											-0.07 <sup>1</sup>
Lim et al. [33] initial (during exacerbation phase)	DTF (right)	At TLC/at FRC	0.09 <sup>2</sup>	0.17 <sup>2</sup>	0.29 <sup>2</sup>	0.44 <sup>2</sup>											
	DTF (left)	At TLC	0.08 <sup>2</sup>	0.11 <sup>2</sup>	0.36 <sup>2</sup>	0.31 <sup>2</sup>											
Lim et al. [33] follow-up (during stable phase)	DE <sub>s</sub> (right)	At TLC	0.59 <sup>2</sup>	0.20 <sup>2</sup>	0.43 <sup>2</sup>	0.01 <sup>2</sup>											
	DE <sub>s</sub> (left)	At TLC	<b>0.91</b> <sup>*,2</sup>	<b>0.81</b> <sup>*,2</sup>	0.44 <sup>2</sup>	0.36 <sup>2</sup>											
Lim et al. [33] follow-up (during stable phase)	DTF (right)	At TLC/at FRC	0.39 <sup>2</sup>	0.50 <sup>2</sup>	0.51 <sup>2</sup>	<b>0.89</b> <sup>*,2</sup>											
	DTF (left)	At TLC	0.44 <sup>2</sup>	0.39 <sup>2</sup>	<b>0.69</b> <sup>*,2</sup>	<b>0.74</b> <sup>*,2</sup>											
Lim et al. [33] follow-up (during stable phase)	DE <sub>s</sub> (right)	At TLC	0.58 <sup>2</sup>	0.10 <sup>2</sup>	0.21 <sup>2</sup>	0.29 <sup>2</sup>											
	DE <sub>s</sub> (left)	At TLC	<b>0.86</b> <sup>*,2</sup>	0.62 <sup>2</sup>	0.56 <sup>2</sup>	0.31 <sup>2</sup>											

**Table 3** (continued)

Study	US parameters	conditions	Pulmonary parameters															
			FVC	FVC %PRED	FEV <sub>1</sub>	FEV <sub>1</sub> %PRED	MIP	FEV <sub>1</sub> /FVC	RV	RV/TLC	IC/TLC	SNIP	VC	MEP	TLC	IC	ERV	
Santana et al. [18]	DE <sub>s</sub> (linear fitting) (right)	DB		<b>0.72</b> <sup>*4</sup>		<b>0.68</b> <sup>*4</sup>												
	DE <sub>s</sub> (right)			<b>0.73</b> <sup>*4</sup>		<b>0.70</b> <sup>*4</sup>												
	DTF (exponential fitting) (right)	At TLC/at FRC		0.22 <sup>4</sup>		0.23 <sup>4</sup>												
	DTF (right)			0.24 <sup>4</sup>		0.22 <sup>4</sup>												
Scott et al. [9]	DE <sub>s</sub> (right)	SV										0.03 <sup>4</sup>						
Smargiassi et al. [35]	DTD (right)	FB	<b>0.58</b> <sup>*5</sup>	<b>0.46</b> <sup>*5</sup>			0.10 <sup>5</sup>	0.28 <sup>5</sup>		<b>0.54</b> <sup>*5</sup>	<b>0.49</b> <sup>*5</sup>	<b>0.58</b> <sup>*5</sup>	0.10 <sup>5</sup>		<b>0.51</b> <sup>*5</sup>			
	DTD (right)	At TLC/at FRC	<b>0.49</b> <sup>*5</sup>	<b>0.42</b> <sup>*5</sup>			0.05 <sup>5</sup>	0.28 <sup>5</sup>		<b>0.46</b> <sup>*5</sup>	<b>0.53</b> <sup>*5</sup>	<b>0.48</b> <sup>*5</sup>	0.05 <sup>5</sup>		<b>0.51</b> <sup>*5</sup>			
	DE <sub>s</sub> (right)	At TLC/at FRC	0.05 <sup>5</sup>	0.14 <sup>5</sup>			0.14 <sup>5</sup>	0.17 <sup>5</sup>		0.01 <sup>5</sup>	0.17 <sup>5</sup>	0.14 <sup>5</sup>	0.24 <sup>5</sup>		0.32 <sup>5</sup>			
Souza et al. [28]	DTR (right)	At TLC/at FRC															0.43 <sup>*L</sup>	
Souza et al. [36]	DE <sub>s</sub> (right)	At IC															-0.15 <sup>1</sup>	
Spiesshoefer et al. [40]	DE <sub>s</sub> (right)	TB	nc (data not shown)															nc (data not shown)
		At TLC																
		SV																
	DE <sub>s</sub> (right)	TB																
		SV																
	DTR (right)	At TLC/at FRC																
Spiesshoefer et al. [14]	DE <sub>s</sub> (right)	At TLC	<b>0.63</b> <sup>*1</sup>												<b>0.47</b> <sup>*1</sup>			
	DE <sub>s</sub> (right)	SV	<b>0.43</b> <sup>*1</sup>												<b>0.34</b> <sup>*1</sup>			
Summerhill et al. [37]	DTF (both sides)	At TLC/at FRC													<b>0.66</b> <sup>*6</sup>			
Zhu et al. [41]	DE <sub>s</sub> (right)	DB	<b>0.70</b> <sup>*2</sup>												<b>0.74</b> <sup>*2</sup>			

DE<sub>s</sub>, diaphragm excursion amplitude; DE<sub>v</sub>, diaphragm excursion velocity; DTR, diaphragm thickening ratio; DTF, diaphragm thickening fraction; DTD, total lung capacity; FRC, functional residual capacity; expiratory after TLC; DB, deep breathing; TB, tidal breathing; FB, forced breathing; SV, voluntary sniffing; MIP, maximal inspiratory pressure; IC, inspiratory capacity; FVC, forced vital capacity; FVC %<sub>PRED</sub>, forced vital capacity % predicted; FEV<sub>1</sub>, forced expiratory volume in 1 s; FEV<sub>1</sub> %<sub>PRED</sub>, forced expiratory volume in 1 s % predicted; RV, residual volume; SNIP, sniff nasal inspiratory pressure; VC, vital capacity; MEP, maximal expiratory pressure; ERV, expiratory reserve volume. nc=no correlation; L, lack. \* p ≤ 0.05; interpretation: negligible (0.00–0.10); weak (0.10–0.39); moderate (0.40–0.69); strong (0.70–0.89); very strong (0.90–1.00).  
<sup>1</sup> Pearson correlation. <sup>2</sup> Spearman correlation. <sup>3</sup> Polynomial regression analysis. <sup>4</sup> Regression analysis. <sup>5</sup> Beta regression. <sup>6</sup> Multiple linear regression.

**Table 4.** Risk of bias – result of QUADAS-2

Study	Risk of bias				Applicability concerns		
	patient selection	index test	reference standard	flow and timing	patient selection	index test	reference standard
Bennett et al. [4]	☹	?	☹	☺	☺	☺	☺
Brown et al. [24]	☹	?	☺	☹	☺	☺	☺
Cardenas et al. [11]	☹	?	?	☺	☺	☺	☺
Carrié et al. [10]	☹	☹	☺	☹	☺	☺	☺
Cohen et al. [21]	?	?	?	☹	☹	☺	☺
Corbellini et al. [5]	☹	?	?	☹	☺	☹	?
Dos Santos Yamaguti et al. [7]	☹	?	☹	?	☺	☺	☺
Fantini et al. [25]	☹	☺	☺	☺	☺	☺	☺
Henke et al. [31]	☹	?	?	?	☺	☺	☺
Hiwatani et al. [19]	☹	?	☺	☺	☺	☺	☺
Holtzhausen et al. [26]	☹	?	☺	☺	☺	☺	☺
Jung et al. [32]	☹	?	?	☺	☺	☺	☺
Kim et al. [39]	☹	?	?	?	☺	☺	☺
Kim et al. [6]	☹	?	☺	☹	☺	☺	☺
Kwon and Kim [12]	☹	?	?	☺	☺	☺	☺
Lim et al. [33]	☹	☹	?	☹	☺	☺	☺
Miyagi et al. [34]	☹	?	?	?	☺	☺	☺
Noda et al. [27]	☹	?	?	☺	☺	☺	☺
Ogan et al. [29]	☹	?	?	?	☺	☺	☺
Pinto et al. [20]	☹	?	☺	☺	☺	☺	☺
Santana et al. [18]	☹	?	?	☺	☺	☺	☺
Scott et al. [9]	☹	?	☺	☹	☺	☺	☺
Smargiassi et al. [35]	☹	?	☺	☺	☺	☺	☺
Souza et al. [28]	☹	?	☺	☺	☺	☺	☺
Souza et al. [36]	☹	?	?	?	☺	☺	☺
Spiesshoefer et al. [40]	☹	?	?	?	☺	☺	☺
Spiesshoefer et al. [14]	☹	☺	?	?	?	☺	☺
Summerhill et al. [37]	☹	?	?	?	☺	☺	☺
Wallbridge et al. [23]	☹	?	?	?	☺	☺	☺
Zanforlin et al. [38]	☹	☹	☺	?	☺	☺	☺
Zhu et al. [41]	☹	?	?	☹	☺	☺	☺

☺, low risk; ☹, high risk; ?, unclear risk.

### Risk of Bias

Concordance between the two evaluators was set at 81%. None of the papers received a low-risk result in any domain. The highest proportion (96%) of low risk of bias was found in all parts of the applicability concerns assessment. The results of the QUADAS-2 are described in Table 4.

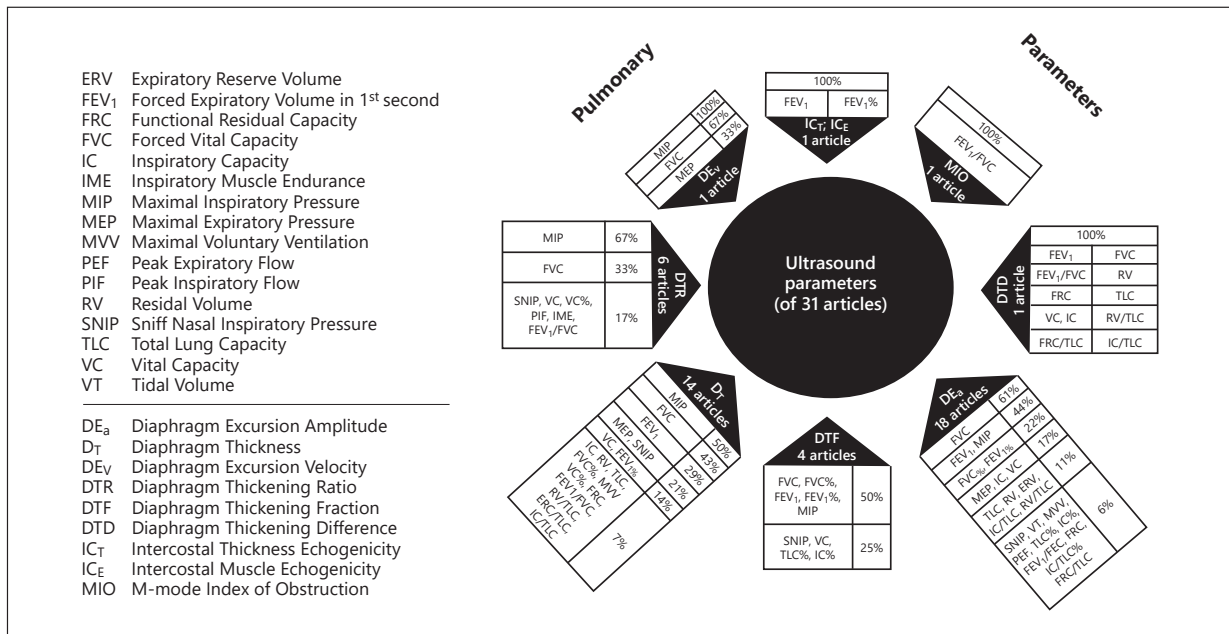
### Synthesis of Results

The relationship between US and pulmonary parameters was calculated using different statistical approaches. Most included articles used Pearson (35% of articles) or Spearman correlation (29% of articles). Some papers used regression analysis (23% of articles), whereas four papers did not provide information on the tool used.

### US Thickness or Echogenicity Measurements

There were 13 studies in which  $D_T$ , intercostal muscle thickness (1 study), or intercostal muscle echogenicity (1 study) were correlated with MIP (7 studies), FVC (6 studies),  $FEV_1$  (4 studies), sniff nasal inspiratory pressure (SNIP) (3 studies), MEP (3 studies),  $FEV_{1\%PRED}$  (3 studies), and VC (2 studies) (Fig. 2). In ten studies, only the right hemidiaphragm was analysed, and in three studies, both sides were analysed. Intercostal muscle thickness and echogenicity were measured on both sides of the body [23].  $D_T$  was measured at the end of deep inspiration (nine studies), at the end of tidal inspiration (one study), at the end-tidal expiration (nine studies), and at the end of maximal expiration (one study). Intercostal muscle





**Fig. 2.** Percentage distribution of articles correlating pulmonary parameters with a selected US measurement (e.g., D<sub>T</sub> and MIP 50% mean that out of 14 articles where D<sub>T</sub> was calculated, in 7, the D<sub>T</sub> was correlated with MIP).

thickness and echogenicity were only measured at the end of tidal inspiration (shown in Table 2).

The relationship between D<sub>T</sub> at maximal inspiration and FVC was statistically significant in all studies (with the exception of Spiesshoefer et al. [40]) and varied from moderate to strong. Similarly, D<sub>T</sub> in maximal inspiration was related to SNIP, MIP (apart from one study where no data was provided – Spiesshoefer et al. [40]), MEP, and VC in all studies but varied from weak to moderate. The relationship between D<sub>T</sub> at the end of maximal inspiration and FEV<sub>1</sub> was statistically significant in two studies (out of three) and varied from moderate to strong. Intercostal muscle thickness and echogenicity at the end of tidal inspiration were not correlated with FEV<sub>1</sub> and FEV<sub>1%PRED</sub>. The correlations of the remaining parameters are presented in Table 2 and Appendix 1.

#### *US Ratios and Diaphragm Excursion (Amplitude, Velocity)*

Twenty-two studies in which three types of US parameters were used are listed in Table 3. The first parameter was the amount of diaphragm excursion (diaphragm shift) and was used in 18 studies. The second was based on an analysis of the rates of change in thickness (DTR,

DTF, DTD) and was used in 11 studies. The last one was DE<sub>v</sub> and was used in three studies. US parameters were correlated with the following pulmonary parameters: FVC (12 studies), FEV<sub>1</sub> (8 studies), MIP (11 studies), VC (4 studies), FVC<sub>%PRED</sub> (4 studies), FEV<sub>1%PRED</sub> (4 studies), inspiratory capacity (IC) (3 studies), MEP (3 studies), total lung capacity (TLC) (2 studies), FEV<sub>1</sub>/FVC (2 studies), residual volume (RV) (2 studies), RV/TLC (2 studies), IC/TLC (2 studies), SNIP (2 studies), expiratory reserve volume (2 studies) (Fig. 2). In 15 studies, only the right hemidiaphragm was analysed; in 5 studies, it was analysed on both sides; in one study, only on the left side; and in one other study, the side examined was not specified. A wide variety of breathing patterns were used in the US evaluation of the diaphragm in the eligible studies, with as many as eight different descriptions of such patterns and times when US measurements were collected. Depending on the breathing conditions, DE<sub>a</sub> was correlated with most but not all pulmonary parameters. DE<sub>v</sub> was not correlated with pulmonary parameters in two out of three studies. In turn, the thickness ratios measured at TLC and at functional residual capacity (FRC) were correlated (from weak to strong) with most of the pulmonary parameters. Detailed information with regard to the rela-

tionships between US ratios and excursion in relation to pulmonary parameters is presented in Table 3 and Appendix 2.

## Discussion

The main aim of this systematic review was to evaluate the potential utility of respiratory muscles US for assessing respiratory function. To the best of our knowledge, there have not been any reviews of studies that have assessed the relationship between pulmonary function and US parameters. Thus, we have decided to gather studies that have assessed the association between pulmonary and US parameters in order to calculate meta-regression. Based on the applied search strategy, 31 articles were included in this review. However, we were unable to find 10 homogeneous studies among these 31 that would be needed to perform a meta-regression.

This review found that three different types of US measurements were most commonly analysed in relation to pulmonary function:  $D_T$ , diaphragm thickening (fraction, ratio, difference), and diaphragm excursion ( $DE_a$  and  $DE_v$ ). Not surprisingly, the diaphragm was most commonly analysed by researchers to assess pulmonary function as the diaphragm is the major respiratory muscle [42]. It contracts during inhalation and enlarges the chest space, reducing the internal pressure. Diaphragm dysfunction may impair respiratory function, including dyspnoea, and reduce performance during physical activity [43]. Thus, lung-related conditions are reflected in the functioning of the diaphragm and vice versa [44]. A number of studies have also indicated that US is a reliable tool for assessing the diaphragm [4, 5, 19, 26, 27, 39]. This information confirms the relevance of US examination of the diaphragm.

Among all the included studies, intercostal muscles were analysed in only one [23]. Intercostal muscles contribute to chest expansion [45]. The methodology of intercostal muscle examination is well described in the literature, and the reliability of US measurements has been proven [23, 45]. Thus, it is surprising that there is such limited research interest in the intercostal muscles. This may be because the intercostal muscles play a smaller role than the diaphragm during inspiration or due to methodological problems related to the triangularis sterni muscle located between the ribs [23] or their relatively small changes in echostructure/thickness during breathing (own experience). However, it seems that the role of intercostal muscles should be more extensively examined

because it has been shown that inspiratory volume can be increased by the action of the intercostal muscles to a greater extent than the diaphragm alone in some conditions [45]. Other accessory respiratory muscles such as the scalenus, sternocleidomastoid, abdominal muscle, etc., have never been examined in relation to pulmonary function [46]; however, it would be interesting to do so in patients with chronic conditions who require their support (e.g., patients with dyspnoea due to COPD).

### *Diaphragm Thickness*

$D_T$  is a parameter of the diaphragm measured between the pleural membrane and the peritoneal membrane. It is widely accepted that muscle strength is correlated with the muscle's thickness [47].  $D_T$  measured at the end of maximal inspiration was correlated with pulmonary parameters in almost all relevant studies (except for two [29, 40]). The strength of the relationship varied from strong to weak with FVC,  $FEV_1$ , MIP, SNIP, VC, and MEP [11, 14, 20, 25, 26, 34, 35, 41]. Higher lung volumes were correlated with greater  $D_T$  at the end of maximal inspiration [11, 25, 35]. This may explain the relationship between  $D_T$  at the end of maximal inspiration and FVC and  $FEV_1$ . Additionally, there was a moderate correlation between MIP, MEP and FVC,  $FEV_1$  parameters because all are at least indirectly related to respiratory muscle strength [48]. Parameters like MIP and SNIP are collected during maximal inspiration, and hence, they are also related to  $D_T$  at the end of maximal inspiration. Janssens et al. [49] confirmed that transdiaphragmatic pressure is moderately correlated with SNIP. It has been suggested that  $D_T$  at the end of maximal inspiration can be used as an indicator of diaphragm contractility [35]. Among these pulmonary parameters, it is difficult to indicate definitively which parameter correlates most strongly with  $D_T$  during maximal inspiration. This is probably the result of the moderate positive correlation observed with the pulmonary parameters [48]. However, three studies found a weak or no relationship between pulmonary parameters and  $D_T$  measured at the end of maximal inspiration [29, 34, 40]. Potential reasons for this include (1) the overweight status of the examined population because an increase in BMI leads to greater difficulty in examining the diaphragm due to reduced echogenicity and (2) the small sample size with additional dementia and physical disability as in Miyagi et al.'s [34] study. It is worth mentioning that each of these three studies included at least two domains assessed as having an unclear or high risk of bias (shown in Table 4).

Most pulmonary parameters are measured during maximal inspiration or expiration because there is no correlation between these parameters and  $D_T$  measured at the end of tidal inspiration [25, 40]. It has been shown that during tidal breathing, there is a small (less than 10%) or no change in the thickness of the diaphragm [50]. In turn, the relationship between  $D_T$  measured at the end of tidal expiration and pulmonary parameters was inconsistent, some showing a significant relationship [24, 27, 35, 41] and others showing no such relationship [23, 29, 34, 40]. At this stage, it is difficult to explain such inconsistencies between studies, but they might be associated with the technique of tidal breathing (different breathing patterns, pace, or intensity).

#### *Diaphragm Thickening (Fraction, Ratio, Difference)*

DTF, DTR, or DTD is a group of parameters obtained from the analysis of the  $D_T$  in two different breathing phases (TLC and FRC). The only difference is the use of a different formula to analyse the same raw results. DTF is the per cent change in  $D_T$ . DTR is calculated by dividing two results, whereas DTD is the difference between the two results. These parameters are interchangeable, and this is probably why they did not appear together in any of the relevant studies. DTF was analysed in six studies, DTR was analysed in four, and DTD was analysed in only one study. Most frequently  $D_T$  measurements were taken at the moment of maximal inspiratory effort (TLC) and tidal expiration (FRC).

The strength of the relationship of DTF or DTR with MIP varied from strong to weak in all relevant studies [11, 28, 31, 39]. This variability in correlation strength may be due to the large heterogeneity between the examined cohorts. The relationship between DTF or DTR and MIP is stronger in patients with neuromuscular disease [31] and in poststroke patients [39] than in healthy or elderly individuals. This might be related to changes in the diaphragm, which tends to atrophy in stroke, and/or potential changes in diaphragm movement due to impairments in the central nervous system [51].

In turn, the relationship between DTR, DTF, or DTD measurements and FVC and  $FEV_1$  was inconsistent. Some studies showed a moderate correlation [11, 33, 35], and others showed no correlation [18, 33]. Again, such incoherence in the results may be related to the examined population or phase of disease. In the study by Lim et al. [33], there was clearly a stronger relationship between DTF and  $FEV_1$  ( $FEV_{1\%PRED}$ ) in COPD patients in the stable phase compared to the exacerbation phase. This may be due to impaired diaphragm function caused by sys-

temic inflammation and functional exhaustion during the exacerbation phase in COPD patients. Steroids administered in exacerbation also contribute to respiratory muscle weakness [52].

Some other pulmonary parameters (SNIP, VC, RV, IC, TLC, etc.) were also considered but mainly in a single study. This was expected as spirometry most commonly measures parameters like FVC and  $FEV_1$ . Not all spirometry devices can measure VC and IC, whereas RV and TLC are measured using less accessible device – plethysmography. In other studies, different breathing phases were shown to explain the time at which  $D_T$  measurements were taken – tidal volume or forced breathing [25, 35]. However, changes in  $D_T$  during tidal breathing were lower than 10% in almost 30% participants, and in some, there were no changes [50]. Thus, it is more useful to examine the diaphragm at its maximum performance [53].

#### *Diaphragm Excursion (Amplitude or Velocity)*

$DE_a$  is described as the upright perpendicular distance from the minimum to the maximum point of diaphragm displacement during a given breathing manoeuvre. This US parameter was most commonly used in studies included in this review, but different breathing patterns were used, which complicates analysis of the results.  $DE_a$  was most frequently linked with FVC, presenting a moderate to very strong relationship. The breathing patterns during  $DE_a$  were described as deep breathing, forced breathing, or TLC. However, three studies [12, 35, 40] showed no relationship between  $DE_a$  and FVC. Smargiassi et al. [35] suggested that BMI has a significant impact on  $DE_a$ , which was confirmed in our review. The exception to this was Kwon et al.'s [12] study, where, however the authors used a completely different methodology.  $FVC_{\%PRED}$  was also correlated with  $DE_a$ , and a similar relationship to that for FVC was observed. Based on the study by Lim et al. [33], it seems that in some conditions,  $DE_a$  is slightly more closely correlated with FVC than  $FVC_{\%PRED}$ .  $FVC_{\%PRED}$  is calculated on the basis of age, sex, body weight, and height and thus does not take into account the subjects' diseases. This is probably the reason for the higher correlation of  $DE_a$  with FVC than with  $FVC_{\%PRED}$ .  $FEV_1$  was also moderately to strongly correlated with  $DE_a$  except in Lim et al.'s [33] study. In articles analysing  $FEV_1$  ( $FEV_{1\%PRED}$ ) and FVC ( $FVC_{\%PRED}$ ) together, a similar relationship with  $DE_a$  was observed.

MIP, another pulmonary parameter, was moderately to strongly correlated with  $DE_a$  measured during deep breathing, forced breathing, or TLC and not correlated with  $DE_a$  measured during voluntary sniffing, IC, or

tidal breathing. MIP is determined during forced breathing and is directly related to respiratory muscle strength. Thus, only papers where maximal respiratory effort was analysed showed significant correlations with  $DE_a$ . Other pulmonary parameters were much less frequently analysed. Taking all results together, it can be suggested that FVC,  $FEV_1$  and MIP were most commonly related to  $DE_a$  and showed the highest and similar correlations (in cases in which all parameters were analysed together).

$DE_v$  is described as the velocity of diaphragm displacement during a given breathing pattern.  $DE_v$  was only analysed in three studies (in two, it was recorded during voluntary sniffing and in one, during voluntary sniffing and tidal breathing) in relation to MIP, FVC, or MEP [10, 14, 40]. In most cases, there were no significant relationships. This is probably due to the way the  $DE_v$  was measured (during tidal breathing or voluntary sniffing). It was mentioned earlier that MIP is calculated during forced breathing and is directly related to respiratory muscle strength. However, a recent study [14] found a moderate relationship between  $DE_v$  and FVC and a weak relationship between  $DE_v$  and MIP or MEP, also during the sniff manoeuvre.

#### *Limitations of Current Review*

There were several limitations in this review. First, the number of studies included was relatively small, and the search strategy was limited to studies in English. Second, the sample size of included studies was rather small and heterogeneous. Although a meta-regression was initially planned (to find the best variables), we were unable to find the requisite 10 studies that were similar in terms of study design, population examined, and pulmonary and US parameters measured. Additionally, the high degree of variability in the parameters analysed and the inconsistent descriptions of the conditions in which the US measurements were performed made it very difficult to interpret them correctly, potentially creating an error in the data analysis. For example, some authors used the terms deep breathing (requires the diaphragm to contract after the diaphragm relaxes, air passively leaves the lungs) and forced breathing (requires muscle contractions during both inspiration and expiration) interchangeably, whereas the exhalation phase is different in these two manoeuvres. Another problem was the lack of analysis of all parameters obtainable from the pulmonary assessment. Some studies analysed FVC but not  $FEV_1$  and vice versa. This makes it more difficult to interpret and estimate the potential usefulness of each US param-

eter in assessing pulmonary function. It is also necessary to ensure the methodological quality of future work as none of the included papers received a low-risk result in any domain.

The limitations are also related to US measurements itself. Overall, the US measurements of the respiratory muscles (intercostal muscles and diaphragm) are reliable [5, 23, 34, 41, 45, 50], but in most studies, the diaphragm is assessed only on the right body side. US visualization of the left hemidiaphragm is considered more difficult due to the smaller window of the spleen (compared to the liver window) [53, 54] and the presence of gas in the stomach and intestine which blocks sound waves [9]. It is also difficult to obtain an adequate angle of the left hemidiaphragm visualization, impairing the measurement accuracy. In practice, Boussuges et al. [54] were only able to assess left hemidiaphragm in 21% of participants. Additionally, numerous approaches (different body positions, probe orientations, breath manoeuvres) of respiratory muscles US were used. In some studies, the description of the US measurement methods was so unclear that it was challenging to determine how the data was collected. The reason for this is the lack of international guidelines for US measurements of respiratory muscles, which negatively affects the understanding of the role of US in the evaluation of the respiratory function in the current review.

#### *Implications for Future Research*

Based on this systematic review, several recommendations for future work can be made. Future studies should meet the basic requirements that minimize risk of bias. A detailed description of the respiratory cycle and the points when US measurements were captured is required. It is worth considering using terms established in the literature for the pulmonary test or describing in detail the timing of US measurements. Future studies should also present all measured pulmonary parameters and respiratory muscle strength (when accessible) in relation to US parameters. The methodology of spirometry should also be standardized because in some articles, the measurements were performed in the standing position, contrary to recommendations [13]. Elaboration of international guidelines for respiratory muscles US is also needed. Due to the relatively small changes in  $D_T$  during tidal breathing, it seems more reasonable to perform US of the diaphragm during maximal respiratory effort when possible. Additionally, the included studies were mainly limited to diaphragm US. The analysis of other muscles involved in breathing is worth considering – for

example, intercostal muscles, which are able to increase inspiratory volume to a greater extent than the diaphragm alone in some conditions [45]. A statistical analysis of all correlated parameters should be made available (at least as an appendix). To better understand the potential usefulness of US measurements, it is important not to limit the examination to people with diseases. Studies of healthy people (adults and children) and even athletes are worth considering.

#### *Clinical Context*

Based on the results of this systematic review, respiratory muscle US as a surrogate of pulmonary function in clinical practice cannot be clearly recommended. An application of US for the assessment of pulmonary function (instead of spirometry) should be used with caution as the results correlating US measurements of the diaphragm with pulmonary function are conflicting and rely on the methodology used and population examined. It is worth noting that information obtained by US refers specifically to a given respiratory muscle, while spirometry parameters depend on many factors (air volumes, airflows, pulmonary compliance, respiratory muscles function, etc.). This was the reason why we initially hypothesized that pulmonary parameters directly related to strength of the respiratory muscles should present higher relationship with US measuring respiratory muscles. Putting all the results together, this systematic review failed to definitively indicate a higher correlation of MIP, MEP, or SNIP with US measurements compared to other parameters determining respiratory function. In turn, there was a visibly higher correlation between pulmonary and US parameters in selected neurological diseases, which may indicate that US measurements are more useful for assessing the respiratory system in some clinical conditions. Thus, further studies on patients are needed to obtain more conclusive evidence on the usefulness/nonusefulness of US for assessing pulmonary function in clinical practice. From this perspective, US measurements will rather supplement than replace pulmonary function assessment. At present, US measurements are useful (i) in assessing diaphragm dysfunction (paralysis [37], asymmetrical movements [55], congenital anomalies [56]) or (ii) as a prognostic marker for frequent exacerbations in COPD patients [32]. It is also worth considering US measurements of the diaphragm in surgical management/repair of congenital diaphragmatic hernia [57–59] and as an additional indicator in the assessment of effort tolerance in pulmonary rehabilitation or rehabilitation progress [60].

#### **Conclusion**

A strong relationship between US measurements and pulmonary function was demonstrated in some studies but not others. Based on the current state of knowledge, it is not possible to definitively identify the US measurements that best correlate with pulmonary parameters, especially as these relationships differ between healthy subjects and patients with particular health problems. Additionally, pulmonary parameters directly related to respiratory muscles strength did not present higher (compared to other pulmonary parameters) relationship with US measuring respiratory muscles. Thus, there is not enough evidence to use US measurements alone to assess pulmonary function. Further studies using standardized methodology are needed to obtain more conclusive evidence on the usefulness of US for assessing pulmonary function. Current evidence suggests that US measurements can successfully complement spirometry, but the exact role of the US measurements remains to be confirmed.

#### **Statement of Ethics**

An ethics statement is not applicable because this study is based exclusively on published literature.

#### **Conflict of Interest Statement**

The authors have no conflicts of interest to declare.

#### **Funding Sources**

This research did not receive any specific grant from funding agencies in the public, commercial, or not-for-profit sectors.

#### **Author Contributions**

Pałac M.: project administration, conceptualization of ideas, preparation, writing – original draft, data curation, methodology, and formal analysis. Rutka M.: data curation, methodology, formal analysis, and writing – review and editing. Wolny T.: formal analysis and writing – review and editing. Podgórski M.: formal analysis, writing – review and editing, and supervision. Linek P.: project administration, visualization, conceptualization of ideas, preparation, methodology, validation, writing – review and editing, and supervision.

#### **Data Availability Statement**

All data generated or analysed during this study are included in this article. Further enquiries can be directed to the corresponding author.

## References

- Liou TG, Kanner RE. Spirometry. *Clinic Rev Allerg Immunol*. 2009;37(3):137–52.
- Lopes AJ. Advances in spirometry testing for lung function analysis. *Expert Rev Respir Med*. 2019;13:559–69.
- Lim R, Zavou MJ, Milton PL, Chan ST, Tan JL, Dickinson H, et al. Measuring respiratory function in mice using unrestrained whole-body plethysmography. *J Vis Exp*. 2014;(90):e51755.
- Bennett S, Siritarativat W, Tanrangka N, Bennett MJ, Kanpittaya J. Diaphragmatic mobility in children with spastic cerebral palsy and differing motor performance levels. *Respir Physiol Neurobiol*. 2019;266:163–70.
- Corbellini C, Boussuges A, Villafañe JH, Zocchi L. Diaphragmatic mobility loss in subjects with moderate to very severe COPD may improve after in-patient pulmonary rehabilitation. *Respir Care*. 2018;63:1271–80.
- Kim SH, Na S, Choi JS, Na SH, Shin S, Koh SO. An evaluation of diaphragmatic movement by M-mode sonography as a predictor of pulmonary dysfunction after upper abdominal surgery. *Anesth Analg*. 2010;110:1349–54.
- Dos Santos Yamaguti WP, Paulin E, Shibao S, Chammas MC, Salge JM, Ribeiro M, et al. Air trapping: the major factor limiting diaphragm mobility in chronic obstructive pulmonary disease patients. *Respirology*. 2008;13:138–44.
- Zysman-Colman Z, Lands LC. Whole body plethysmography: practical considerations. *Paediatr Respir Rev*. 2016;19:39–41.
- Scott S, Fuld JP, Carter R, McEntegart M, MacFarlane NG. Diaphragm ultrasonography as an alternative to whole-body plethysmography in pulmonary function testing. *J Ultrasound Med*. 2006;25:225–32.
- Carrié C, Bonnardel E, Vally R, Revel P, Marthan R, Marthan R. Vital capacity impairment due to neuromuscular disease and its correlation with diaphragmatic ultrasound: a Preliminary Study. *Ultrasound Med Biol*. 2016;42:143–9.
- Cardenas LZ, Santana PV, Caruso P, Ribeiro de Carvalho CR, Pereira de Albuquerque AL. Diaphragmatic ultrasound correlates with inspiratory muscle strength and pulmonary function in healthy subjects. *Ultrasound Med Biol*. 2018 Apr;44(4):786–93.
- Kwon HY, Kim BJ. Correlation between the dimensions of diaphragm movement, respiratory functions and pressures in accordance with the gross motor function classification system levels in children with cerebral palsy. *J Exerc Rehabil*. 2018;14:998–1004.
- Graham BL, Steenbruggen I, Barjaktarevic IZ, Cooper BG, Hall GL, Hallstrand TS, et al. Standardization of spirometry 2019 update an official American Thoracic Society and European Respiratory Society technical statement. *Am J Respir Crit Care Med*. 2019;200:E70–88.
- Spieshoefer J, Herkenrath S, Henke C, Langenbruch L, Schneppe M, Randerath W, et al. Evaluation of respiratory muscle strength and diaphragm ultrasound: normative values, theoretical considerations, and practical recommendations. *Respiration*. 2020;99:369–81.
- Kuziemski K, Stomiński W, Specjalski K, Jassem E, Kalicka R, Stomiński JM. Ocena poprawności wykonania badania spirometrycznego przez lekarzy podstawowej opieki zdrowotnej oraz pneumonologów w ramach ogólnopolskiego programu Narodowego Funduszu Zdrowia: “POCHP. *Pneumonol Alergol Pol*. 2009;77:380–6.
- Quanjer PH, Pretto JJ, Brazzale DJ, Boros PW. Grading the severity of airways obstruction: new wine in new bottles. *Eur Respir J*. 2014;43:505–12.
- Luize AP, Menezes AMB, Perez-Padilla R, Muiño A, López MV, Valdivia G, et al. Assessment of five different guideline indication criteria for spirometry, including modified GOLD criteria, in order to detect COPD: data from 5,315 subjects in the PLATINO study. *Npj Prim Care Respir Med*. 2014;24:14075.
- Santana PV, Prina E, Albuquerque AL, Carvalho CR, Caruso P. Identifying decreased diaphragmatic mobility and diaphragm thickening in interstitial lung disease: the utility of ultrasound imaging. *J Bras Pneumol*. 2016;42:88–94.
- Hiwatani Y, Sakata M, Miwa H. Ultrasonography of the diaphragm in amyotrophic lateral sclerosis: clinical significance in assessment of respiratory functions. *Amyotroph Lateral Scler Frontotemporal Degener*. 2013;14:127–31.
- Pinto S, Alves P, Pimentel B, Swash M, de Carvalho M. Ultrasound for assessment of diaphragm in ALS. *Clin Neurophysiol*. 2016;127:892–7.
- Cohen E, Mier A, Heywood P, Murphy K, Boulton J, Guz A. Excursion-volume relation of the right hemidiaphragm measured by ultrasonography and respiratory airflow measurements. *Thorax*. 1994;49:885–9.
- Biały M, Adamczyk W, Gnat R, Stranc T. Tissue deformation index as a reliable measure of lateral abdominal muscle activation on M-mode sonography. *J Ultrasound Med*. 2017;36:1461–7.
- Wallbridge P, Parry SM, Das S, Law C, Hammerschlag G, Irving L, et al. Parasternal intercostal muscle ultrasound in chronic obstructive pulmonary disease correlates with spirometric severity. *Sci Rep*. 2018;8:15274.
- Brown PI, Venables HK, Liu H, De-Witt JT, Brown MR, Faghy MA. Ventilatory muscle strength, diaphragm thickness and pulmonary function in world-class powerlifters. *Eur J Appl Physiol*. 2013;113:2849–55.
- Fantini R, Mandrioli J, Zona S, Antenora F, Iattoni A, Monelli M, et al. Ultrasound assessment of diaphragmatic function in patients with amyotrophic lateral sclerosis. *Respirology*. 2016;21:932–8.
- Holtzhausen S, Unger M, Lupton-Smith A, Hanekom S. An investigation into the use of ultrasound as a surrogate measure of diaphragm function. *Heart Lung*. 2018;47:418–24.
- Noda Y, Sekiguchi K, Kohara N, Kanda F, Toda T. Ultrasonographic diaphragm thickness correlates with compound muscle action potential amplitude and forced vital capacity. *Muscle Nerve*. 2016;53:522–7.
- Souza H, Rocha T, Pessoa M, Rattes C, Brandão D, Fregonezi G, et al. Effects of inspiratory muscle training in elderly women on respiratory muscle strength, diaphragm thickness and mobility. *J Gerontol A Biol Sci Med Sci*. 2014;69:1545–53.
- Ogan N, Aydemir Y, Evrin T, Ataç GK, Baha A, Katipoğlu B, et al. Diaphragmatic thickness in chronic obstructive lung disease and relationship with clinical severity parameters. *Turkish J Med Sci*. 2019;49:1073–8.
- Schober P, Boer C, Schwarte LA. Correlation coefficients: appropriate use and interpretation. *Anesth Analg*. 2018;126:1763–8.
- Henke C, Spieshoefer J, Kabitz HJ, Herkenrath S, Randerath W, Brix T, et al. Respiratory muscle weakness in facioscapulohumeral muscular dystrophy. *Muscle Nerve*. 2019;60:679–86.
- Jung KJ, Park JY, Hwang DW, Kim JH, Kim JH. Ultrasonographic diaphragmatic motion analysis and its correlation with pulmonary function in hemiplegic stroke patients. *Ann Rehabil Med*. 2014;38:29–37.
- Lim SY, Lim G, Lee YJ, Cho YJ, Park JS, Yoon HI, et al. Ultrasound assessment of diaphragmatic function during acute exacerbation of chronic obstructive pulmonary disease: a pilot study. *Int J Chron Obstruct Pulmon Dis*. 2019;14:2479–84.
- Miyagi M, Kinugasa Y, Sota T, Yamada K, Ishisugi T, Hirai M, et al. Diaphragm muscle dysfunction in patients with heart failure. *J Card Fail*. 2018;24:209–16.
- Smargiassi A, Inchigolo R, Tagliaboschi L, Di Marco Berardino A, Valente S, Corbo GM. Ultrasonographic assessment of the diaphragm in chronic obstructive pulmonary disease patients: relationships with pulmonary function and the influence of body composition – a pilot study. *Respiration*. 2014;87:364–71.
- Souza RMP, Cardim AB, Maia TO, Rocha LG, Bezerra SD, Marinho PÉM. Inspiratory muscle strength, diaphragmatic mobility, and body composition in chronic obstructive pulmonary disease. *Physiother Res Int*. 2019;24:e1766.

- 37 Summerhill EM, El-Sameed YA, Glidden TJ, McCool FD. Monitoring recovery from diaphragm paralysis with ultrasound. *Chest*. 2008;133:737–43.
- 38 Zanforlin A, Smargiassi A, Inchingolo R, di Marco Berardino A, Valente S, Ramazzina E. Ultrasound analysis of diaphragm kinetics and the diagnosis of airway obstruction: the role of the m-mode index of obstruction. *Ultrasound Med Biol*. 2014;40:1065–71.
- 39 Kim M, Lee K, Cho J, Lee W. Diaphragm thickness and inspiratory muscle functions in chronic stroke patients. *Med Sci Monit*. 2017;23:1247–53.
- 40 Spiesshoefer J, Henke C, Kabitz HJ, Akova-Oeztuerk E, Draeger B, Herkenrath S, et al. Phrenic nerve involvement and respiratory muscle weakness in patients with Charcot-Marie-Tooth disease 1A. *J Peripher Nerv Syst*. 2019;24:283–93.
- 41 Zhu Z, Li J, Yang D, Du L, Yang M. Ultrasonography of diaphragm can predict pulmonary function in spinal cord injury patients: a pilot case-control study. *Med Sci Monit*. 2019;25:5369–74.
- 42 Bordoni B, Marelli F, Morabito B, Sacconi B. Manual evaluation of the diaphragm muscle. *Int J Chron Obstruct Pulmon Dis*. 2016;11:1949–56.
- 43 Ricoy J, Rodríguez-Núñez N, Álvarez-Dobano JM, Toubes ME, Riveiro V, Valdés L. Diaphragmatic dysfunction. *Pulmonology*. 2019;25:223–35.
- 44 Kokatnur L, Vashisht R, Rudrappa M. *Diaphragm disorders*. StatPearls [Internet]. Treasure Island: StatPearls Publ.; 2021. p. 1–9.
- 45 Yoshida R, Tomita K, Kawamura K, Nozaki T, Setaka Y, Monma M, et al. Measurement of intercostal muscle thickness with ultrasound imaging during maximal breathing. *J Phys Ther Sci*. 2019;31:340–3.
- 46 Ratnovsky A, Elad D, Halpern P. Mechanics of respiratory muscles. *Respir Physiol Neurobiol*. 2008;163:82–9.
- 47 Muraki S, Fukumoto K, Fukuda O. Prediction of the muscle strength by the muscle thickness and hardness using ultrasound muscle hardness meter. *Springerplus*. 2013;2:457–7.
- 48 Sriboonreung T, Leelarungayub J, Yankai A, Puntumetakul R. Correlation and predicted equations of MIP/MEP from the pulmonary function, demographics and anthropometrics in healthy thai participants aged 19 to 50 years. *Clin Med Insights Circ Respir Pulm Med*. 2021;15:11795484211004494.
- 49 Janssens JP, Adler D, Ferfaglia RI, Poncet A, Graf LG, Leuchter I, et al. Assessing inspiratory muscle strength for early detection of respiratory failure in motor neuron disease: should we use MIP, SNIP, or both? *Respiration*. 2019;98:114–24.
- 50 Harper CJ, Shahgholi L, Cieslak K, Hellyer NJ, Strommen JA, Boon AJ. Variability in diaphragm motion during normal breathing, assessed with b-mode ultrasound. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2013;43:927–31.
- 51 Jandt SR, da Sil Caballero RM, Junior LAF, Dias AS. Correlation between trunk control, respiratory muscle strength and spirometry in patients with stroke: an observational study. *Physiother Res Int*. 2011;16:218–24.
- 52 Antenora F, Fantini R, Iattoni A, Castaniere I, Sdanganelli A, Livriero F, et al. Prevalence and outcomes of diaphragmatic dysfunction assessed by ultrasound technology during acute exacerbation of COPD: a pilot study. *Respirology*. 2017;22:338–44.
- 53 Boussuges A, Rives S, Finance J, Brégeon F. Assessment of diaphragmatic function by ultrasonography: current approach and perspectives. *World J Clin Cases*. 2020;8:2408–24.
- 54 Boussuges A, Gole Y, Blanc P. Diaphragmatic motion studied by m-mode ultrasonography: methods, reproducibility, and normal values. *Chest*. 2009;135:391–400.
- 55 Noh DK, Koh JH, You JS. Inter- and intratester reliability values of ultrasound imaging measurements of diaphragm movement in the thoracic and thoracolumbar curves in adolescent idiopathic scoliosis. *Physiother Theory Pract*. 2016;32:139–43.
- 56 Dassios T, Vervenioti A, Dimitriou G. Respiratory muscle function in the newborn: a narrative review. *Pediatr Res*. 2022 Mar;91(4):795–803.
- 57 Hattori K, Takamizawa S, Miyake Y, Hatata T, Yoshizawa K, Furukawa T, et al. Preoperative sonographic evaluation of the defect size and the diaphragm rim in congenital diaphragmatic hernia: preliminary experience. *Pediatr Radiol*. 2018;48:1550–5.
- 58 Hosokawa T, Yamada Y, Takahashi H, Tanami Y, Sato Y, Ishimaru T, et al. Postnatal ultrasound to determine the surgical strategy for congenital diaphragmatic hernia. *J Ultrasound Med*. 2019;38:2347–58.
- 59 Hosokawa T, Takahashi H, Tanami Y, Sato Y, Hosokawa M, Kato R, et al. Usefulness of ultrasound in evaluating the diaphragm in neonates and infants with congenital diaphragmatic hernias. *J Ultrasound Med*. 2019;38:1109–13.
- 60 Huang CH, Yang GG, Wu YT, Lee CW. Comparison of inspiratory muscle strength training effects between older subjects with and without chronic obstructive pulmonary disease. *J Formos Med Assoc*. 2011;110:518–26.

© **Free Author Copy - for personal use only**

ANY DISTRIBUTION OF THIS ARTICLE WITHOUT WRITTEN CONSENT FROM S. KARGER AG, BASEL IS A VIOLATION OF THE COPYRIGHT. Written permission to distribute the PDF will be granted against payment of a permission fee, which is based on the number of accesses required. Please contact [permission@karger.com](mailto:permission@karger.com)





Pafac et al. Ultrasonography in assessment of respiratory muscles function: a systematic review


Appendix 2. Ultrasound ratios and excursion in relation to pulmonary parameters

study	US		pulmonary parameters											
	parameters	conditions	FEV1/VC	VC%	MVV	TLC%	IC%	IC/TLC %	VT	FRC	FRC/TLC	PIF	IME	PEF
Cohen [21]	DE <sub>a</sub> (right)	at TLC/at FRC							0.98 <sup>L</sup>					
Corbellini [5]	DE <sub>a</sub> (right)	at TLC						<b>0.50</b> <sup>1</sup>						
		TB						<b>0.51</b> <sup>1</sup>						
Dos Santos Yamaguti [7]	DE <sub>a</sub> (right)	FB			<b>0.63</b> <sup>2</sup>									
Hiwatani [19]	DTR (right)	at TLC/at FRC		<b>0.65</b> <sup>3</sup>										
Kim [38] stroke patients	DTR (both sides)	at TLC/at FRC									0.13 <sup>1</sup>	0.26 <sup>1</sup>		
Kim [38] healthy subjects	DTR (both sides)	at TLC/at FRC									<b>0.34</b> <sup>1</sup>	0.03 <sup>1</sup>		
Kwon [12] <sup>GI</sup>		TB											0.10 <sup>1</sup>	
		DB											-0.14 <sup>1</sup>	
Kwon [12] <sup>GI</sup>	DE <sub>a</sub> (L)	TB											-0.22 <sup>1</sup>	
		DB											-0.19 <sup>1</sup>	
Kwon [12] <sup>GI</sup>		TB											0.05 <sup>1</sup>	
		DB											0.08 <sup>1</sup>	
Santana [18]	DE <sub>a</sub> (right) (linear fitting)	DB				<b>0.50</b> <sup>4</sup>	<b>0.38</b> <sup>4</sup>							
	DE <sub>a</sub> (right)					<b>0.53</b> <sup>4</sup>	<b>0.42</b> <sup>4</sup>							
	DTF (right) (exponential fitting)					0.20 <sup>1</sup>	0.17 <sup>1</sup>							
	DTF (right)	at TLC/at FRC				0.27 <sup>1</sup>	0.09 <sup>1</sup>							
Smargiassi [34]	DTD	FB								0.20 <sup>5</sup>	<b>0.49</b> <sup>5</sup>			
	DE <sub>a</sub>	at TLC/at FRC								0.26 <sup>5</sup>	<b>0.53</b> <sup>5</sup>			
	MIO (right)	at forced ex at max ex								0.10 <sup>5</sup>	0.17 <sup>5</sup>			
Zanforlin [37]						<b>0.66</b> <sup>6</sup>								

Interpretation: negligible (0.00-0.10), weak (0.10-0.39), moderate (0.40-0.69), strong (0.70-0.89), very strong (0.90-1.00) ex-expiratory, DE<sub>a</sub>-diaphragm excursion amplitude, DTR-diaphragm thickening ratio, DTF-diaphragm thickening fraction, DTD-diaphragm thickening difference, MIO- M-mode index of obstruction, TLC % - total lung capacity % predicted, FRC - functional residual capacity / expiratory after TLC, DB – deep breathing, TB – tidal breathing, FB-forced breathing, L-lack, IC % - inspiratory capacity % predicted, FEV1 - forced expiratory volume in 1 second, VC - vital capacity, VC % - vital capacity % predicted, MVV – maximal voluntary ventilation, VT - tidal volume, PIF - peak inspiratory flow, IME- inspiratory muscle endurance, PEF- peak expiratory flow, GI/II/III- Gross Motor Function Classification System I/II/III

Article

# Intra-Rater Reliability of Shear Wave Elastography for the Quantification of Respiratory Muscles in Adolescent Athletes

Małgorzata Pałac<sup>1,2</sup> and Paweł Linek<sup>1,2,\*</sup> 

<sup>1</sup> Musculoskeletal Elastography and Ultrasonography Laboratory, Institute of Physiotherapy and Health Sciences, The Jerzy Kukuczka Academy of Physical Education, 40-065 Katowice, Poland

<sup>2</sup> Musculoskeletal Diagnostic and Physiotherapy—Research Team, The Jerzy Kukuczka Academy of Physical Education, 40-065 Katowice, Poland

\* Correspondence: linek.fizjoterapia@vp.pl; Tel.: +48-661-768-601

**Abstract:** The aim of this study was to assess the intra-rater reliability and agreement of diaphragm and intercostal muscle elasticity and thickness during tidal breathing. The diaphragm and intercostal muscle parameters were measured using shear wave elastography in adolescent athletes. To calculate intra-rater reliability, intraclass correlation coefficient (ICC) and Bland–Altman statistics were used. The reliability/agreement for one-day both muscle measurements (regardless of probe orientation) were at least moderate. During the seven-day interval between measurements, the reliability of a single measurement depended on the measured parameter, transducer orientation, respiratory phase, and muscle. Excellent reliability was found for diaphragm shear modulus at the peak of tidal expiration in transverse probe position ( $ICC_{3,1} = 0.91\text{--}0.96$ ;  $ICC_{3,2} = 0.95$ ), and from poor to excellent reliability for the intercostal muscle thickness at the peak of tidal inspiration with the longitudinal probe position ( $ICC_{3,1} = 0.26\text{--}0.95$ ;  $ICC_{3,2} = 0.15$ ). The overall reliability/agreement of the analysed data was higher for the diaphragm measurements (than the intercostal muscles) regardless of the respiratory phase and probe position. It is difficult to identify a more appropriate probe position to examine these muscles. The shear modulus/thickness of the diaphragm and intercostal muscles demonstrated good reliability/agreement so this appears to be a promising technique for their examination in athletes.

**Keywords:** shear wave elastography; adolescent; athletes; diaphragm; intercostal muscles



**Citation:** Pałac, M.; Linek, P.

Intra-Rater Reliability of Shear Wave Elastography for the Quantification of Respiratory Muscles in Adolescent Athletes. *Sensors* **2022**, *22*, 6622.

<https://doi.org/10.3390/s22176622>

Academic Editors: Yi Gao, Wenyan Jia, Zhi-Hong Mao and Mingui Sun

Received: 4 August 2022

Accepted: 29 August 2022

Published: 1 September 2022

**Publisher's Note:** MDPI stays neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.



**Copyright:** © 2022 by the authors. Licensee MDPI, Basel, Switzerland.

This article is an open access article distributed under the terms and conditions of the Creative Commons Attribution (CC BY) license (<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>).

## 1. Introduction

Respiratory muscles are considered not only in the context of the respiratory system, but also in relation to spine stability, intra-abdominal pressure [1,2], pain sensation [3,4] and body balance [5]. Respiratory muscle morphology (mainly the diaphragm and intercostal muscles) can be assessed using ultrasound imaging (US) [6–9]. Recently, shear wave elastography (SWE) as a new, non-invasive US imaging technique, has allowed the assessment of muscle's mechanical properties [10,11]. It has been suggested that SWE may be used as an index of diaphragmatic force change [12], and that the diaphragm shear modulus measured using SWE is related to transdiaphragmatic pressure [13,14], which is considered the gold standard in diaphragm evaluation.

There are a number of studies assessing the reliability of US diaphragm thickness [3,15,16], echogenicity [17], excursion [18–20] or velocity [21,22] measurements. The reliability of intercostal muscle US measurements were, in turn, evaluated only in four studies [7,23–25]. The reliability of the diaphragm SWE was only measured in two studies [26,27] on a limited population (healthy adults or chronic obstructive pulmonary disease and critically ill patients), whereas intercostal muscles were only analysed in one study [23]. To the best of our knowledge, there is only one reliability study on intercostal muscle SWE [23] and no study of diaphragm SWE in adolescents. Although, diaphragm and intercostal muscle SWE

or thickness is usually measured in adults or patients with impaired respiratory system, it could be useful to assess the SWE of these muscles in adolescent athletes. The reliability results for the adults (who were sometimes critically ill) should not be transferred to healthy athletes in whom the functioning of the respiratory system (and respiratory muscles) function is expected to be at or above the population norm. It was confirmed that athletes have a greater diaphragm thickness [16] and higher pulmonary parameters than non-athletes [28,29].

Vicente-Campos et al. [3] have suggested that diaphragm exercise should be a crucial component of sports performance, injury prevention and rehabilitation strategy. Therefore, it is important to consider investigation of respiratory muscles (especially the diaphragm) in a broader (not just respiratory-related) context and on heterogeneous populations. As an example, there is a relationship between diaphragm thickness and non-specific lumbopelvic pain in athletes [9]. We believe that extensive research considering respiratory muscle measurements by SWE in adolescent athletes could provide new knowledge about the physiology of these muscles and potentially influence training, diagnostic, prognostic, or rehabilitation procedures. However, the reliability and agreement of SWE will be important to ensure the study and measurement quality in future studies assessing respiratory muscles in adolescent healthy athletes. Thus, the aim of this study was to assess the intra-rater reliability and agreement of diaphragm and intercostal muscle elasticity and thickness during tidal breathing.

## 2. Materials and Methods

### 2.1. Setting and Study Design

This study was conducted in Musculoskeletal Elastography and Ultrasonography Laboratory in accordance with the Declaration of Helsinki. The protocol was approved by local Ethics Committee (Decision No. 9/2020). All participants and their parents were informed about the procedures performed and provided written informed consent to participate in the study.

### 2.2. Participants

Ten male footballers (mean age:  $17.1 \pm 0.29$ ; mean body mass:  $71.5 \pm 7.57$ ; mean body height:  $179.9 \pm 5.67$ ; BMI:  $22.1 \pm 1.90$  kg/m<sup>2</sup>; football participation from 7 to 9 years) were selected using convenience sampling from an elite youth football club.

### 2.3. Investigator

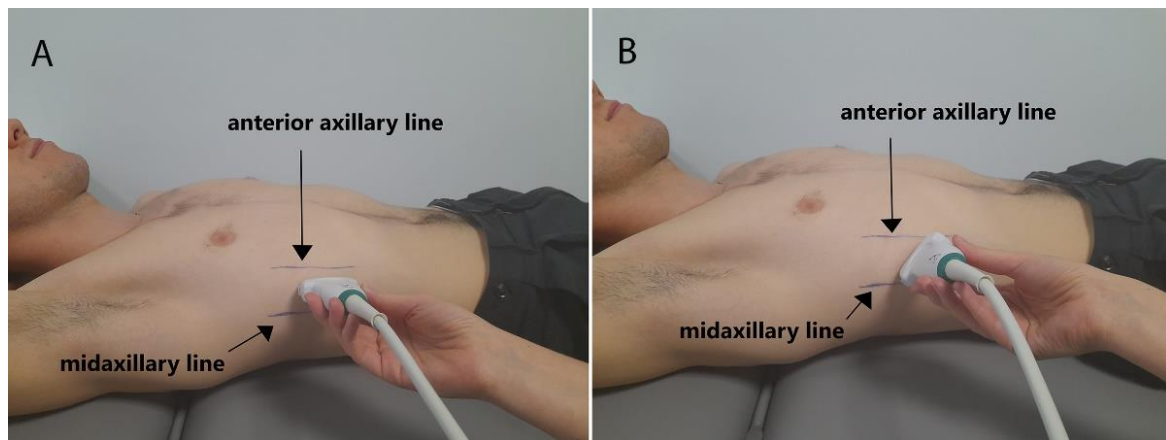
Ultrasound data (SWE, thickness) were collected and analysed by a physiotherapist. Prior to the study, examiner had 3 years of experience in musculoskeletal SWE. Before the study, the examiner was additionally trained by an experienced radiologist in evaluating the respiratory muscles and underwent 3 months practical training.

### 2.4. Equipment

An Aixplorer ultrasound scanner (Product Version 12.2.0, Software Version 12.2.0.808, Supersonic Imagine, Aix-en-Provence, France) coupled with a linear transducer array (2–10 MHz; SuperLinear 10-2, Vermon, Tours, France) was used to evaluate the diaphragm and intercostal muscles' shear modulus and thickness.

### 2.5. Measurement Procedures

The measurements were performed on the right body side in the supine position using SWE mode. The patient's right hand was placed under the head in order to better visualize the diaphragm on the US. At the beginning, the examiner marked anterior and mid-axillary line on the chest, and positioned the US probe between them (the right intercostal space). The probe was positioned in the first intercostal space (counting from the bottom) where the lungs did not obscure the diaphragm during tidal breathing. The US measurements were performed in two probe orientations: transversally to the ribs—long body axis (Figure 1A) and parallel to the ribs—space between two ribs (Figure 1B).



**Figure 1.** Illustration showing the placement of the transversally (A) and parallel to the ribs (B) ultrasound probe position.

The participants were asked to stay calm and breath quietly throughout the measurement procedure. US data was collected twice at the end-tidal inspiration and at the end-tidal expiration, separately. The moment of determining the end stage of inspiration and expiration was based on the visual inspection of diaphragm movement on real-time US. The end of diaphragm movement during tidal breathing was defined as the end of tidal inspiration or expiration.

After 7 days, the procedure was replicated in order to calculate reliability in a more extended time interval. The examiner was encouraged to apply minimum force by US probe to the skin because this may have affected the study results [30]. The left side was not examined due to the smaller acoustic window affecting reliability [20].

## 2.6. Data Analysis

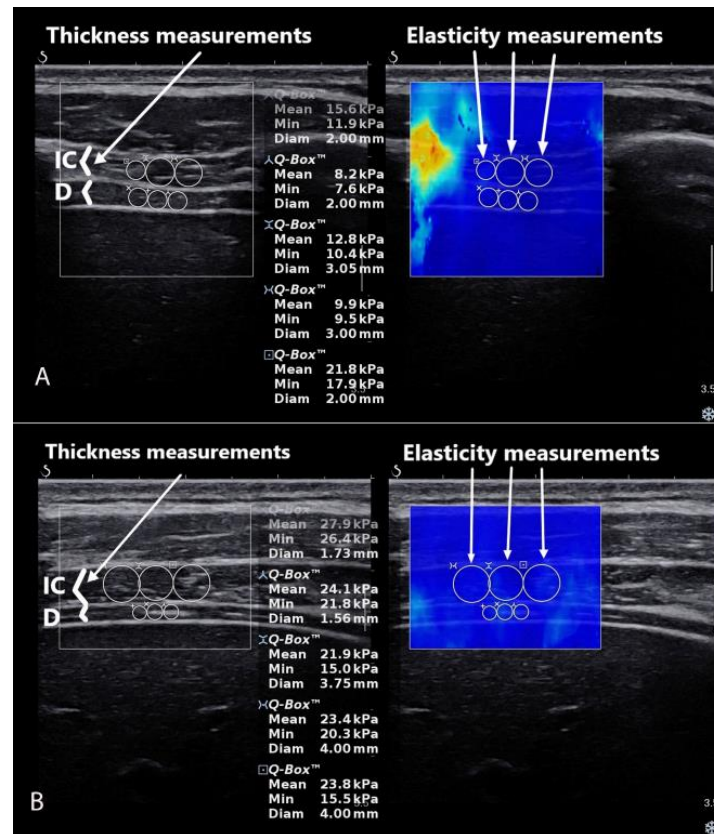
From each US image collected in SWE, mode thickness and shear modulus (elasticity) measurements were collected. The Q-Box quantitative tool was used to quantify muscle shear modulus. Three circles were positioned in the middle of the image and inside the fascial edge of each muscle between the ribs. The circles were always next to each other and omitted potential artefacts (when they were detected).

In order to measure thickness precisely, the images were saved on an external drive in DICOM format and transferred to a computer where they were further processed using RadiAnt DICOM Viewer (Medixant, Poznań, Poland). If needed, images were sharpened, enlarged and contrasted to better visualize the pleural line and the peritoneal line. The diaphragm thickness was measured between these two hyperechoic lines. The intercostal muscles were measured as the first muscle placed was more superficial than the diaphragm (Figure 2). Shear modulus and thickness of the muscles were measured manually based solely on the examiner's experience.

## 2.7. Statistical Analyses

To calculate intra-rater reliability, intraclass correlation coefficient (ICC) type 3.1 (for single measurement) and type 3.2 (for mean value from two measurements) were used. The ICC was interpreted according to the following criteria: 1.00–0.75 (excellent), 0.74–0.60 (moderate), 0.59–0.40 (fair), and below 0.40 (poor reliability) [31]. In order to calculate agreement, the standard error of measurement ( $SEM = SD \times \sqrt{1 - ICC}$ ), the coefficient of variation (CV), and the results of the Bland–Altman test (BA) were used. The only reason to use the BA test was to find potential biases between the two measures. Due to the sample size not being large enough (more than 50 is preferred to allow a good estimation of the limits of agreement), plots with limits of agreement were not included [32]. The significance

level was set at  $p < 0.05$ . Data were analysed using STATISTICA 13.1 PL (Statsoft, Tulsa, OK, USA) and Excel 2013 (Microsoft Corporation, Redmond, Washington, DC, USA) software.



**Figure 2.** Data extraction from the images collected in SWE mode in transverse (A) and longitudinal (B) probe view. D—diaphragm; IC—intercostal muscle.

### 3. Results

#### 3.1. Transverse Probe Orientation (Transversally to the Ribs)

The one-day intra-session reliability ( $ICC_{3,1}$ ) of diaphragm and intercostal muscles shear modulus at peak of tidal expiration and inspiration was generally excellent. The corresponding CV was always below 3% at inspiration phase and below 1% at expiration phase; no systematic errors in BA test were detected. The intra-session reliability for single measurement ( $ICC_{3,1}$ ) during the 7-day interval varied from excellent to moderate for diaphragm and from fair to poor for intercostal muscles. The intra-session reliability ( $ICC_{3,2}$ ) for the mean value from two measurements was improved (excellent for diaphragm, fair to excellent for intercostal muscles). Corresponding CV was always below 8%, but systematic error was detected for diaphragm shear modulus at peak tidal inspiration. The expiration phase always corresponds with higher ICC and lower SEM and CV.

The diaphragm and intercostal muscle thickness demonstrated excellent one-day intra-session reliability ( $ICC_{3,1}$ ) with CV below 9%. The BA test showed negative mean bias with systematic error for intercostal muscles at peak inspiration and expiration and positive bias for diaphragm. The intra-session reliability for single measurement ( $ICC_{3,1}$ ) during the 7-day interval varied from excellent to fair, but no systematic errors were detected. The intra-session reliability ( $ICC_{3,2}$ ) for the mean value from the two measurements varied from excellent to moderate, and the corresponding CV did not exceed 6.03%.

The mean bias was close to zero for the diaphragm and intercostal muscle thickness measurements during peak tidal inspiration and expiration. All results of the reliability and variability in transverse probe orientation are included in Table 1.

**Table 1.** Reliability and validity of stiffness and thickness values measured in diaphragm (D) and intercostal (IC) muscles in transverse probe orientation.

		Inspiration		Expiration	
		D	IC	D	IC
<b>Shear modulus</b>	Mean (kPa) <sup>1</sup>	27.36	24.96	25.42	23.81
	SD (kPa) <sup>1</sup>	5.29	4.92	5.31	5.20
<b>Intra-session reliability (1 day)</b>	ICC <sub>3,1</sub>	0.87	0.86	0.96	0.95
	SEM (kPa)	2.13	1.81	1.07	1.03
	CV (%)	2.98	1.60	0.71	0.17
	Bias <sup>3</sup> (kPa)	1.22	0.58	−0.26	0.06
<b>Intra-session reliability (after 7 days)</b>	ICC <sub>3,1</sub>	0.66	0.35	0.91	0.51
	SEM (kPa)	3.40	4.00	1.61	3.68
	CV (%)	10.63	5.69	3.14	0.54
	Bias <sup>3</sup> (kPa)	4.14 <sup>2</sup>	1.99	1.13	−0.18
	ICC <sub>3,2</sub>	0.78	0.47	0.95	0.76
	SEM (kPa)	2.53	3.66	1.18	2.53
	CV (%)	7.32	3.36	2.94	0.50
	Bias <sup>3</sup> (kPa)	3.34 <sup>2</sup>	1.09	1.28	−0.07
<b>Muscle thickness</b>	Mean (mm) <sup>1</sup>	1.79	3.65	1.48	3.71
	SD (mm) <sup>1</sup>	0.62	0.74	0.32	0.88
<b>Intra-session reliability (1 day)</b>	ICC <sub>3,1</sub>	0.93	0.76	0.80	0.93
	SEM (mm)	0.20	0.43	0.15	0.25
	CV (%)	2.21	8.66	6.37	4.48
	Bias <sup>3</sup> (mm)	0.06	−0.44 <sub>2</sub>	0.14 <sup>2</sup>	−0.23 <sub>2</sub>
<b>Intra-session reliability (after 7 days)</b>	ICC <sub>3,1</sub>	0.80	0.51	0.48	0.84
	SEM (mm)	0.29	0.54	0.25	0.36
	CV (%)	0.00	8.11	6.55	3.72
	Bias <sup>3</sup> (mm)	−0.001	−0.41	0.14	−0.19
	ICC <sub>3,2</sub>	0.85	0.65	0.75	0.92
	SEM (mm)	0.24	0.46	0.17	0.25
	CV (%)	1.48	6.03	4.91	2.75
	Bias <sup>3</sup> (mm)	−0.01	−0.04	0.08	−0.06

CV—coefficient of variation; ICC—intraclass correlation coefficient; SEM—standard error of the mean; <sup>1</sup> from all (four) measurements; <sup>2</sup> systematic error as the line of equality is not in the 95% confidence interval; <sup>3</sup> Bland–Altman test.

### 3.2. Longitudinal Probe Orientation (Parallel to the Ribs)

The one-day intra-session reliability (ICC<sub>3,1</sub>) of the diaphragm and intercostal muscles' shear modulus at peak of tidal expiration and inspiration varied from excellent to moderate. Corresponding CV was always below 4%. The intra-session reliability for single measurement (ICC<sub>3,1</sub>) during the 7-day interval varied from fair to poor but the corresponding CV was always below 4%. The intra-session reliability (ICC<sub>3,2</sub>) for the shear modulus mean value from two measurements was improved (moderate for all measurements) and the CV was still below 4%. In the longitudinal probe orientation, the BA test showed bias below 2 kPa with no systematic errors. The expiration and inspiration phases showed similar reliability and agreement results.

The diaphragm and intercostal muscles' one-day intra-session reliability (ICC<sub>3,1</sub>) of thickness measurements varied from moderate–excellent with CV below 10%. The BA test showed a mean bias close to zero with no systematic errors. The intra-session reliability for single measurement (ICC<sub>3,1</sub>) during the 7-day interval was moderate for the diaphragm and varied from poor to fair for the intercostal muscles. The corresponding

CV was always below 6%. The intra-session reliability ( $ICC_{3,2}$ ) for the mean value from two thickness measurements was improved with the exception of the intercostal muscles during inspiration. The corresponding CV did not exceed 6.37% and no systematic errors were detected in any cases. All results of reliability and variability in longitudinal probe orientation are included in Table 2.

**Table 2.** Reliability and validity of stiffness and thickness values measured in diaphragm (D) and intercostal (IC) muscles in longitudinal probe orientation.

		Inspiration		Expiration	
		D	IC	D	IC
<b>Shear modulus</b>	Mean (kPa) <sup>1</sup>	30.69	26.66	28.60	25.94
	SD (kPa) <sup>1</sup>	6.36	6.26	7.15	5.72
<b>Intra-session reliability (1 day)</b>	$ICC_{3,1}$	0.94	0.85	0.68	0.44
	SEM (kPa)	1.27	1.99	3.85	4.09
	CV (%)	0.41	3.18	2.03	3.44
	Bias <sup>2</sup> (kPa)	−0.18	1.20	0.83	1.24
<b>Intra-session reliability (after 7 days)</b>	$ICC_{3,1}$	0.43	0.50	0.38	0.52
	SEM (kPa)	5.33	4.52	5.68	3.90
	CV (%)	0.23	1.04	3.08	0.12
	Bias <sup>2</sup> (kPa)	0.10	0.40	1.25	0.04
	$ICC_{3,2}$	0.63	0.65	0.65	0.66
	SEM (kPa)	3.92	3.74	4.33	3.52
	CV (%)	3.14	2.10	1.84	2.58
	Bias <sup>2</sup> (kPa)	1.00	0.15	0.63	−0.72
<b>Muscle thickness</b>	Mean (mm) <sup>1</sup>	1.83	3.81	1.56	3.85
	SD (mm) <sup>1</sup>	0.61	0.68	0.42	0.83
<b>Intra-session reliability (1 day)</b>	$ICC_{3,1}$	0.96	0.95	0.68	0.84
	SEM (mm)	0.15	0.19	0.29	0.39
	CV (%)	0.29	1.18	9.41	2.18
	Bias <sup>2</sup> (mm)	−0.007	−0.06	0.21	−0.12
<b>Intra-session reliability (after 7 days)</b>	$ICC_{3,1}$	0.67	0.26	0.73	0.59
	SEM (mm)	0.33	0.68	0.27	0.55
	CV (%)	1.58	0.35	5.13	2.87
	Bias <sup>2</sup> (mm)	−0.04	−0.02	0.12	0.15
	$ICC_{3,2}$	0.85	0.15	0.78	0.64
	SEM (mm)	0.24	0.67	0.21	0.51
	CV (%)	1.69	1.69	6.37	3.57
	Bias <sup>2</sup> (mm)	−0.05	−0.05	0.06	0.22

CV—coefficient of variation; ICC—intraclass correlation coefficient; SEM—standard error of the mean; <sup>1</sup> from all (four) measurements; <sup>2</sup> Bland–Altman test.

#### 4. Discussion

The main aim of the study was to assess the reliability and agreement of shear modulus measurements in diaphragm and intercostal muscles at peak of tidal expiration and inspiration. To the best of our knowledge, no other studies have calculated the reliability and agreement of these muscle measurements in adolescent athletes. In our study, we showed that regardless of the probe orientation and the muscle tested, the reliability/agreement for one-day measurements were at least moderate. However, at transverse probe positioning, a bias in the thickness measurements of the diaphragm and intercostal muscle was detected (in the second measurement, higher values were found compared to the first measurement). From a clinical perspective, it is more reasonable to analyse reliability/agreement at longer intervals. During the seven-day interval between measurements, the reliability of a single measurement depended on the measured parameter, transducer orientation, respiratory phase, and muscle. Excellent reliability was found for diaphragm shear modulus at the peak of tidal expiration in transverse probe position, and poor reliability for intercostal

muscle thickness at the peak of tidal inspiration with the longitudinal probe position. At the 7-day interval, the analysis of the mean values from the two measurements allowed moderate reliability for almost all variables analysed (with the exception being the reliability of intercostal muscle thickness at the peak of tidal inspiration in the longitudinal probe position), and the CV for all variables was remarkably below 10%. The overall reliability/agreement of the analysed data was higher for the diaphragm elasticity and thickness measurements (in relation to the intercostal muscles) regardless of the respiratory phase and probe position. The longitudinal probe position is characterised by a lack of bias and slightly lower CV values.

In the literature, there are a number of studies assessing the reliability of diaphragm and intercostal muscle thickness in adults with diseases [7,27,33], healthy adults [19,25] or athletes [3,15]. Out of these, there were only two studies evaluating the diaphragm thickness reliability in adolescents [34,35], where ICC or bias at the peak of tidal expiration was similar to the present study's results [34,35]. These results were similar despite the use of a different methodology, a larger age span, and the use of a different interval between repeated measurements. In studies on adults, the reliability of diaphragm thickness at the end of maximal inspiration [18,36–40], at the end of tidal expiration [3,15,18] and at the end of tidal inspiration [18,39,41] was confirmed. In turn, the reliability of intercostal muscles thickness at the peak of tidal expiration [7,24,25] and at the end of maximal inspiration ranged from 0.6 to 0.9 [24,25], which was also consistent with the results obtained in this study.

The reliability of diaphragm shear modulus was only assessed in adults [26,27], and intercostal muscles in adolescents as well [23]. The intra-rater ICC for diaphragm elasticity was excellent for measurements at the end of tidal expiration [26] and at apnea after expiration [27]. The ICC for intercostal muscles was also excellent during normal breathing and in apnea [23]. In all of these studies, the reliability was calculated for data collected during the same day, and was similar to the present study results (the one-day reliability of the diaphragm and intercostal muscle elasticity was also excellent in the transverse probe position).

In the present study, we also attempted to determine the reliability/agreement of the intercostal muscles and diaphragm US measurements, taking into account the probe orientation (transverse vs. longitudinal). This is particularly important in the assessment of elasticity by SWE, as evidence shows that the probe orientation in relation to muscular fibres may affect the results [42]. The diaphragm shear modulus reliability was evaluated in longitudinal [26,27] and transverse [26] probe orientation, but intercostal muscle shear modulus was only analysed in the transverse probe orientation [23]. In all of these studies, the reliability for one-day measurements was excellent. Only in the study by Flattres et al. [26] was the obtained reliability poor for the diaphragm assessment in the transverse probe orientation. In our study, longitudinal and transverse probe orientation resulted in excellent reliability for assessing diaphragm and intercostal muscle elasticity during tidal inspiration. During expiration, we found better reliability in the transverse probe orientation, which is only contrary to the results obtained in the study by Flattres et al. [26], where better reliability was observed in the longitudinal probe position. This may be due to differences in the population studied. In our study, there were slender adolescent athletes, whereas in the study by Flatters et al. [26] adults were recruited. Regular sporting activity influences the lungs and chest elasticity [28], and may explain the differences in reliability of the elasticity measurements between longitudinal and transverse probe position.

The present study had a number of limitations. First, the sample size was small and homogenous (adolescent athletes), and the results should be applied with caution to different populations. Second, the examiner had relatively little experience in the diaphragm and intercostal muscle assessment. However, SWE does not require much examiner experience in assessing the diaphragm [26]. In the present study, one-day reliability was excellent for most of the variables analysed. Third, probe compression was not controlled by an external device or specialised US gel pad. Another study showed that probe stabilizing



grips may affect the muscle's elasticity [30]. Fourth, in the present study, we evaluated only intra-examiner reliability and an inter-examiner calculation needs to be performed. Fifth, the athletes were only measured in supine position. It is frequent practice to examine the diaphragm in other body positions (e.g., semi-supine, seated)—so it is worth remembering that the reliability values in the present study (and other work cited) only apply to the supine position (body position can affect diaphragm relaxation). Six, measurements were only collected during tidal breathing.

## 5. Conclusions

Shear modulus/thickness of the diaphragm and intercostal muscles during tidal breathing demonstrated good reliability/agreement in adolescent athletes. However, the diaphragm had better reliability. SWE appears to be a promising technique to examine the diaphragm and intercostal muscles in athletes. At this stage, it is difficult to unambiguously identify a more appropriate probe position (transverse vs. longitudinal). We currently recommend taking at least two repeated measurements and analysing the mean value. Further studies are needed to establish an optimal measurement procedure and improve the reliability (in particular during intercostal muscle assessment at tidal inspiration).

**Author Contributions:** Conceptualisation, M.P. and P.L.; methodology, M.P. and P.L.; software, M.P.; validation, P.L.; formal analysis, M.P. and P.L.; investigation, M.P. and P.L.; resources, P.L.; data curation, M.P. and P.L.; writing—original draft preparation, M.P.; writing—review and editing, P.L.; visualisation, M.P.; supervision, P.L.; project administration, M.P.; funding acquisition, P.L. All authors have read and agreed to the published version of the manuscript.

**Funding:** The study was financed by the Polish National Science Centre (decision no. 2016/23/D/NZ7/02003).

**Institutional Review Board Statement:** The study was conducted according to the guidelines of the Declaration of Helsinki, and approved by the Ethics Committee of Academy of Physical Education in Katowice (Decision No. 9/2020).

**Informed Consent Statement:** Informed consent was obtained from all subjects involved in the study.

**Data Availability Statement:** The datasets generated during and/or analysed during the current study are available from the first or corresponding author on reasonable request.

**Conflicts of Interest:** The authors declare no conflict of interest. The sponsors had no role in the design, execution, interpretation, or writing of the study.

## References

- Lee, H.-J.; Kang, T.-W.; Kim, B.-R. Effects of diaphragm and deep abdominal muscle exercise on walking and balance ability in patients with hemiplegia due to stroke. *J. Exerc. Rehabil.* **2018**, *14*, 648–653. [\[CrossRef\]](#)
- Vicente-Campos, D.; Sanchez-Jorge, S.; Terrón-Manrique, P.; Guisard, M.; Collin, M.; Castaño, B.; Rodríguez-Sanz, D.; Becerro-De-Bengoa-Vallejo, R.; Chicharro, J.L.; Calvo-Lobo, C. The Main Role of Diaphragm Muscle as a Mechanism of Hypopressive Abdominal Gymnastics to Improve Non-Specific Chronic Low Back Pain: A Randomized Controlled Trial. *J. Clin. Med.* **2021**, *10*, 4983. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
- Calvo-Lobo, C.; Almazán-Polo, J.; Becerro-De-Bengoa-Vallejo, R.; Losa-Iglesias, M.E.; Palomo-López, P.; Rodríguez-Sanz, D.; López-López, D. Ultrasonography comparison of diaphragm thickness and excursion between athletes with and without lumbopelvic pain. *Phys. Ther. Sport* **2019**, *37*, 128–137. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
- Biały, M.; Adamczyk, W.M.; Marczykowski, P.; Majchrzak, R.; Gnat, R. Deformations of abdominal muscles under experimentally induced low back pain. *Eur. Spine J.* **2019**, *28*, 2444–2451. [\[CrossRef\]](#) [\[PubMed\]](#)
- Stephens, R.J.; Haas, M.; Moore, W.L.; Emmil, J.R.; Sipress, J.A.; Williams, A. Effects of Diaphragmatic Breathing Patterns on Balance: A Preliminary Clinical Trial. *J. Manip. Physiol. Ther.* **2017**, *40*, 169–175. [\[CrossRef\]](#)
- Cappellini, I.; Picciafuochi, F.; Bartolucci, M.; Matteini, S.; Virgili, G.; Adembri, C. Evaluation of diaphragm thickening by diaphragm ultrasonography: A reproducibility and a repeatability study. *J. Ultrasound* **2021**, *24*, 411–416. [\[CrossRef\]](#)
- Wallbridge, P.; Parry, S.M.; Das, S.; Law, C.; Hammerschlag, G.; Irving, L.; Hew, M.; Steinfort, D. Parasternal intercostal muscle ultrasound in chronic obstructive pulmonary disease correlates with spirometric severity. *Sci. Rep.* **2018**, *8*, 15274. [\[CrossRef\]](#)
- Biały, M.; Adamczyk, W.; Gnat, R.; Stranc, T. Tissue Deformation Index as a Reliable Measure of Lateral Abdominal Muscle Activation on M-Mode Sonography. *J. Ultrasound Med.* **2017**, *36*, 1461–1467. [\[CrossRef\]](#)

9. Pałac, M.; Rutka, M.; Wolny, T.; Podgórski, M.; Linek, P. Ultrasonography in Assessment of Respiratory Muscles Function: A Systematic Review. *Respiration* **2022**, *1*–15. [[CrossRef](#)]
10. Aarab, Y.; Flatres, A.; Garnier, F.; Capdevila, M.; Raynaud, F.; Lacampagne, A.; Chapeau, D.; Klouche, K.; Etienne, P.; Jaber, S.; et al. Shear Wave Elastography, a New Tool for Diaphragmatic Qualitative Assessment: A Translational Study. *Am. J. Respir. Crit. Care Med.* **2021**, *204*, 797–806. [[CrossRef](#)]
11. Linek, P.; Pałac, M.; Wolny, T. Shear wave elastography of the lateral abdominal muscles in C-shaped idiopathic scoliosis: A case–control study. *Sci. Rep.* **2021**, *11*, 6026. [[CrossRef](#)]
12. Chino, K.; Ohya, T.; Katayama, K.; Suzuki, Y. Diaphragmatic shear modulus at various submaximal inspiratory mouth pressure levels. *Respir. Physiol. Neurobiol.* **2018**, *252–253*, 52–57. [[CrossRef](#)]
13. Bachasson, D.; Dres, M.; Niérat, M.-C.; Gennisson, J.-L.; Hogrel, J.-Y.; Doorduyn, J.; Similowski, T. Diaphragm shear modulus reflects transdiaphragmatic pressure during isovolumetric inspiratory efforts and ventilation against inspiratory loading. *J. Appl. Physiol.* **2018**, *126*, 699–707. [[CrossRef](#)]
14. Fossé, Q.; Poulard, T.; Niérat, M.-C.; Virolle, S.; Morawiec, E.; Hogrel, J.-Y.; Similowski, T.; Demoule, A.; Gennisson, J.-L.; Bachasson, D.; et al. Ultrasound shear wave elastography for assessing diaphragm function in mechanically ventilated patients: A breath-by-breath analysis. *Crit. Care* **2020**, *24*, 669. [[CrossRef](#)]
15. Marugán-Rubio, D.; Chicharro, J.; Becerro-De-Bengoa-Vallejo, R.; Losa-Iglesias, M.; Rodríguez-Sanz, D.; Vicente-Campos, D.; Dávila-Sánchez, G.; Calvo-Lobo, C. Concurrent Validity and Reliability of Manual Versus Specific Device Transcostal Measurements for Breathing Diaphragm Thickness by Ultrasonography in Lumbopelvic Pain Athletes. *Sensors* **2021**, *21*, 4329. [[CrossRef](#)]
16. Brown, P.I.; Venables, H.K.; Liu, H.; De-Witt, J.T.; Brown, M.R.; Faghy, M.A. Ventilatory muscle strength, diaphragm thickness and pulmonary function in world-class powerlifters. *Eur. J. Appl. Physiol.* **2013**, *113*, 2849–2855. [[CrossRef](#)]
17. Sarwal, A.; Pt, S.M.P.; Berry, M.J.; Hsu, F.-C.; Lewis, M.T.; Pt, N.W.J.; Morris, P.E.; Denehy, L.; Berney, S.; Dhar, S.; et al. Interobserver Reliability of Quantitative Muscle Sonographic Analysis in the Critically Ill Population. *J. Ultrasound Med.* **2015**, *34*, 1191–1200. [[CrossRef](#)]
18. Zhu, Z.; Li, J.; Yang, D.; Du, L.; Yang, M.; Yang, M. Ultrasonography of Diaphragm Can Predict Pulmonary Function in Spinal Cord Injury Patients: A Pilot Case-Control Study. *Med. Sci. Monit.* **2019**, *25*, 5369–5374. [[CrossRef](#)]
19. Corbellini, C.; Boussuges, A.; Villafañe, J.H.; Zocchi, L. Diaphragmatic Mobility Loss in Subjects with Moderate to Very Severe COPD May Improve After In-Patient Pulmonary Rehabilitation. *Respir. Care* **2018**, *63*, 1271–1280. [[CrossRef](#)]
20. Boussuges, A.; Rives, S.; Finance, J.; Brégeon, F. Assessment of diaphragmatic function by ultrasonography: Current approach and perspectives. *World J. Clin. Cases* **2020**, *8*, 2408–2424. [[CrossRef](#)]
21. Poulard, T.; Dres, M.; Niérat, M.; Rivals, I.; Hogrel, J.; Similowski, T.; Gennisson, J.; Bachasson, D. Ultrafast ultrasound coupled with cervical magnetic stimulation for non-invasive and non-volitional assessment of diaphragm contractility. *J. Physiol.* **2020**, *598*, 5627–5638. [[CrossRef](#)]
22. Buonsenso, D.; Berti, B.; Palermo, C.; Leone, D.; Ferrantini, G.; Pt, R.D.S.; Onesimo, R.; Curatola, A.; Pt, L.F.; Pt, N.F.; et al. Ultrasound assessment of diaphragmatic function in type 1 spinal muscular atrophy. *Pediatr. Pulmonol.* **2020**, *55*, 1781–1788. [[CrossRef](#)]
23. Pietton, R.; David, M.; Hisaund, A.; Langlais, T.; Skalli, W.; Vialle, R.; Vergari, C. Biomechanical Evaluation of Intercostal Muscles in Healthy Children and Adolescent Idiopathic Scoliosis: A Preliminary Study. *Ultrasound Med. Biol.* **2021**, *47*, 51–57. [[CrossRef](#)]
24. Dres, M.; Dubé, B.-P.; Goligher, E.; Vrona, S.; Demiri, S.; Morawiec, E.; Mayaux, J.; Brochard, L.; Similowski, T.; Demoule, A. Usefulness of Parasternal Intercostal Muscle Ultrasound during Weaning from Mechanical Ventilation. *Anesthesiology* **2020**, *132*, 1114–1125. [[CrossRef](#)]
25. Yoshida, R.; Tomita, K.; Kawamura, K.; Nozaki, T.; Setaka, Y.; Monma, M.; Ohse, H. Measurement of intercostal muscle thickness with ultrasound imaging during maximal breathing. *J. Phys. Ther. Sci.* **2019**, *31*, 340–343. [[CrossRef](#)]
26. Flatres, A.; Aarab, Y.; Nougaret, S.; Garnier, F.; Larcher, R.; Amalric, M.; Klouche, K.; Etienne, P.; Subra, G.; Jaber, S.; et al. Real-time shear wave ultrasound elastography: A new tool for the evaluation of diaphragm and limb muscle stiffness in critically ill patients. *Crit. Care* **2020**, *24*, 34. [[CrossRef](#)]
27. Xu, J.; Wu, Z.; Tao, F.; Zhu, S.; Chen, S.; Cai, C.; Liang, Z.; Shi, B.; Chen, B.; Xie, Y. Ultrasound Shear Wave Elastography for Evaluation of Diaphragm Stiffness in Patients with Stable COPD: A Pilot Trial. *J. Ultrasound Med.* **2021**, *40*, 2655–2663. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
28. Mazic, S.; Lazovic, B.; Djelic, M.; Suzic-Lazic, J.; Djordjevic-Saranovic, S.; Durmic, T.; Soldatovic, I.; Zikic, D.; Gluvic, Z.; Zugic, V. Respiratory parameters in elite athletes—Does sport have an influence? *Rev. Port. Pneumol.* **2015**, *21*, 192–197. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
29. Lazovic-Popovic, B.; Zlatkovic-Svenda, M.; Durmic, T.; Djelic, M.; Saranovic, S.D.; Zugic, V. Superior lung capacity in swimmers: Some questions, more answers! *Rev. Port. Pneumol.* **2016**, *22*, 151–156. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
30. Mikolajowski, G.; Pałac, M.; Wolny, T.; Linek, P. Lateral Abdominal Muscles Shear Modulus and Thickness Measurements under Controlled Ultrasound Probe Compression by External Force Sensor: A Comparison and Reliability Study. *Sensors* **2021**, *21*, 4036. [[CrossRef](#)]
31. Cicchetti, D.V.; Sparrow, S.A. Developing criteria for establishing interrater reliability of specific items: Applications to assessment of adaptive behavior. *Am. J. Ment. Defic.* **1981**, *86*, 127–137. [[PubMed](#)]

32. Rankin, G.; Stokes, M. Reliability of assessment tools in rehabilitation: An illustration of appropriate statistical analyses. *Clin. Rehabil.* **1998**, *12*, 187–199. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
33. Umbrello, M.; Formenti, P.; Longhi, D.; Galimberti, A.; Piva, I.; Pezzi, A.; Mistraletti, G.; Marini, J.J.; Iapichino, G. Diaphragm ultrasound as indicator of respiratory effort in critically ill patients undergoing assisted mechanical ventilation: A pilot clinical study. *Crit. Care* **2015**, *19*, 161. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
34. El-Halaby, H.; Abdel-Hady, H.; Alsawah, G.; Abdelrahman, A.; El-Tahan, H. Sonographic Evaluation of Diaphragmatic Excursion and Thickness in Healthy Infants and Children. *J. Ultrasound Med.* **2016**, *35*, 167–175. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
35. Ng, K.W.P.; Dietz, A.R.; Johnson, R.; Shoykhet, M.; Zaidman, C.M. Reliability of bedside ultrasound of limb and diaphragm muscle thickness in critically ill children. *Muscle Nerve* **2019**, *59*, 88–94. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
36. Brown, C.; Tseng, S.-C.; Mitchell, K.; Roddey, T. Body Position Affects Ultrasonographic Measurement of Diaphragm Contractility. *Cardiopulm. Phys. Ther. J.* **2018**, *29*, 166–172. [[CrossRef](#)]
37. Boon, A.J.; Ba, C.J.H.; Ghahfarokhi, L.S.; Strommen, J.A.; Watson, J.C.; Sorenson, E.J. Two-dimensional ultrasound imaging of the diaphragm: Quantitative values in normal subjects. *Muscle Nerve* **2013**, *47*, 884–889. [[CrossRef](#)] [[PubMed](#)]
38. Goligher, E.C.; Laghi, F.; Detsky, M.E.; Farias, P.; Murray, A.; Brace, D.; Brochard, L.J.; Bolz, S.S.; Rubinfeld, G.D.; Kavanagh, B.P.; et al. Measuring diaphragm thickness with ultrasound in mechanically ventilated patients: Feasibility, reproducibility and validity. *Intensive Care Med.* **2015**, *41*, 642–649. [[CrossRef](#)]
39. Gursel, G.; Inci, K.; Alasgarova, Z. Can Diaphragm Dysfunction Be Reliably Evaluated with Pocket-Sized Ultrasound Devices in Intensive Care Unit? *Crit. Care Res. Pr.* **2018**, *2018*, 5192647. [[CrossRef](#)]
40. Maurizio, R.; Rinaldi, V.E.; Camerini, P.G.; Salvatori, C.; Leonardi, A.; Bini, V. Right Diaphragmatic Peak Motion Velocities on Pulsed Wave Tissue Doppler Imaging in Neonates: Method, Reproducibility, and Reference Values. *J. Ultrasound Med.* **2019**, *38*, 2695–2701. [[CrossRef](#)]
41. Harper, B.C.J.; Shahgholi, L.; Cieslak, P.K.; Hellyer, N.J.; Strommen, J.A.; Boon, A.J. Variability in Diaphragm Motion During Normal Breathing, Assessed With B-Mode Ultrasound. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* **2013**, *43*, 927–931. [[CrossRef](#)]
42. Eby, S.F.; Song, P.; Chen, S.; Chen, Q.; Greenleaf, J.F.; An, K.-N. Validation of shear wave elastography in skeletal muscle. *J. Biomech.* **2013**, *46*, 2381–2387. [[CrossRef](#)]



# Relationship between respiratory muscles ultrasound parameters and running tests performance in adolescent football players. A pilot study

Małgorzata Pałac<sup>1,2</sup>, Damian Sikora<sup>1</sup>, Tomasz Wolny<sup>1,2</sup> and Paweł Linek<sup>1,2</sup>

<sup>1</sup>Musculoskeletal Elastography and Ultrasonography Laboratory, Institute of Physiotherapy and Health Sciences, The Jerzy Kukuczka Academy of Physical Education, Katowice, Śląskie, Poland

<sup>2</sup>Musculoskeletal Diagnostic and Physiotherapy - Research Team, The Jerzy Kukuczka Academy of Physical Education, Katowice, Poland

## ABSTRACT

**Purpose.** Assessing the relationship between ultrasound imaging of respiratory muscles during tidal breathing and running tests (endurance and speed) in adolescent football players.

**Methods.** Ultrasound parameters of the diaphragm and intercostal muscles (shear modulus, thickness, excursion, and velocity), speed (30-m distance), and endurance parameters (multi-stage 20-m shuttle run test) were measured in 22 male adolescent football players. The relation between ultrasound and running tests were analysed by Spearman's correlation.

**Results.** Diaphragm shear modulus at the end of tidal inspiration was moderately negatively ( $R = -0.49$ ;  $p = 0.2$ ) correlated with the speed score at 10 m. The diaphragm and intercostal muscle shear modulus ratio was moderately to strongly negatively correlated with the speed score at 10 m and 30 m (about  $R = -0.48$ ;  $p = 0.03$ ). Diaphragm excursion was positively correlated with the speed score at 5 m ( $R = 0.46$ ;  $p = 0.04$ ) and 10 m ( $R = 0.52$ ;  $p = 0.02$ ). Diaphragm velocity was moderately positively correlated with the speed score at 5 m ( $R = 0.42$ ;  $p = 0.06$ ) and 30 m ( $R = 0.42$ ;  $p = 0.07$ ). Ultrasound parameters were not significantly related to all endurance parameters ( $R \leq 0.36$ ;  $p \geq 0.11$ ).

**Conclusions.** Ultrasound parameters of the respiratory muscles are related to speed score in adolescent football players. The current state of knowledge does not allow us to clearly define how important the respiratory muscles' ultrasound parameters can be in predicting some performance parameters in adolescent athletes.

Submitted 4 January 2023

Accepted 20 March 2023

Published 17 April 2023

Corresponding author  
Małgorzata Pałac,  
malgorzatapalac3@gmail.com

Academic editor  
Mike Climstein

Additional Information and  
Declarations can be found on  
page 11

DOI 10.7717/peerj.15214

© Copyright  
2023 Pałac et al.

Distributed under  
Creative Commons CC-BY 4.0

OPEN ACCESS

**Subjects** Kinesiology, Sports Medicine

**Keywords** Athlete, Ultrasonography, Motor skills, Respiration, Diaphragm, Intercostal muscle

## INTRODUCTION

It is well known that respiratory function is related to physical activity and affects exercise performance in athletes. Respiratory muscles (RMs) are an integral part of the respiratory system and physical activity. Their morphology and contractile properties make them useful in endurance types of training (*Welch, Kipp & Sheel, 2019*). RMs are susceptible to

**How to cite this article** Pałac M, Sikora D, Wolny T, Linek P. 2023. Relationship between respiratory muscles ultrasound parameters and running tests performance in adolescent football players. A pilot study. *PeerJ* 11:e15214 <http://doi.org/10.7717/peerj.15214>

fatigue, resulting in reduced performance (Aliverti, 2016; Welch, Kipp & Sheel, 2019) and insufficient oxygen supply to the working muscles (McConnell & Lomax, 2006). Studies have shown that RMs training improves RMs' parameters and decreases muscle fatigue, resulting in a change in respiratory system function (Welch, Kipp & Sheel, 2019). It is also indicated that inspiratory muscle training affects the test results involving time trials or exercise endurance time (Hajghanbari et al., 2013). The main RMs are the diaphragm (DA) and intercostal muscles (IMs). Physiologically, the DA executes about 65% of the respiratory work during inspiration (Moeliono, DM & Nashrulloh, 2022) and affects to a greater extent lung movements (Welch, Kipp & Sheel, 2019). IMs, in turn, contribute to chest expansion (Yoshida et al., 2021), leading to increased inspiratory volume (Yoshida et al., 2019). During inspiration, while the IMs contract, the abdominal muscles gradually relax, and vice versa during expiration. This mechanism has some effects: (a) it prevents rib cage distortion; (b) the DA is unloaded and can act as a flow generator; and (c) the abdominal volume decreases below resting levels (Aliverti, 2016).

In football, RM training improves RMs' strength, which helps to improve exercise tolerance and lower blood lactate levels (Guy, Edwards & Deakin, 2014). Respiration exercises also improve muscle oxygen supply during high-intensity exercise (Archiza et al., 2018). This process can be translated into an improvement in fatigue tolerance and running efficiency of football players (Archiza et al., 2018). Additionally, it was confirmed that in youth football players, the RMs improve aerobic endurance, which is one of the most important parameters of motor preparation in football (Mackala et al., 2020).

Spirometry, as a gold standard of assessing respiratory function (Durmic et al., 2015), allows reproducible and standardised assessment of pulmonary function (Lazovic-Popovic et al., 2016). However, spirometry performance is the result of many factors (including airway obstruction, respiratory compliance, and RM strength) that do not allow direct analysis of the RMs (Pałac et al., 2022). In contrast, ultrasound (US) imaging can directly and reliably assess the thickness, excursion, and shear modulus (elasticity) of the RMs (Pałac et al., 2022; Zhu et al., 2019). Pałac et al. (2022) also confirmed the reliability of RMs US measurements in adolescent football players. In the literature, some studies have shown the relationship between US parameters of the RMs and spirometry parameters in different populations (Pałac & Linek, 2022). However, a recent systematic review by Pałac & Linek (2022) has shown that the relationship between US parameters and lung function (measured, for example, by spirometry) is inconclusive. Thus, the two methods of measurement should not be used interchangeably, as they measure different aspects (Pałac & Linek, 2022).

Taking into account that RMs training affects motor skills and has implications for sports training, it is worth considering these muscles in athletes. Running tests are usually used to assess motor skills such as speed and endurance. According to the literature, speed and endurance depend on the thickness of the lower-extremity muscles, which has been measured using US in young athletes (Stock et al., 2017). Other US parameters have been related to motor skills in elite sports (Sarto et al., 2021). For example, RMs function correlates with postural stability in footballers (León-Morillas et al., 2021), and thus potentially affects motor skills as well. To the best of our knowledge, however, there

have been no studies relating US measurements of RMs with motor skills (endurance and speed) in adolescent football players. We believe that such an analysis is justified, as it may launch the exploration of RMs US measurements that are potentially useful in predicting motor skill performance in athletes. The aim of this preliminary report was to assess the relationship between US of RMs during tidal breathing and selected motor skill (endurance and speed) performance in adolescent football players. Based on the current state of the art, we hypothesised that endurance and speed parameters should be related to the thickness and elasticity of RMs (DA and IMs) in adolescent football players.

## **MATERIALS & METHODS**

### **Informed consent**

The study was approved by the Ethics Committee of the Jerzy Kukuczka Academy of Physical Education in Katowice (Decision No. 9/2020) and conducted in accordance with the guidelines of the Declaration of Helsinki. Before the study, participants and their parents were informed about all procedures performed and have given written consent to participate. All participants provided written informed consent to participate in the study. This research did not receive any external funding.

### **Setting and study design**

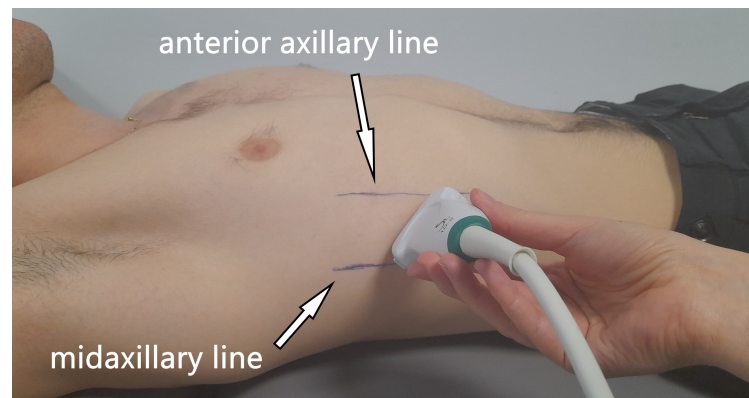
US data were collected in a laboratory setting (Institute of Physiotherapy and Health Sciences, Musculoskeletal Elastography and Ultrasonography Laboratory) by two physiotherapists, whereas endurance and speed measurements were performed by a motor preparation assistant on a football field with an artificial ground surface. Speed and endurance tests were conducted during two consecutive training days. During the first day, speed tests were performed, and on the next day, an endurance test was conducted. All measurements were performed in a preparation phase for the next football season. Due to organisational issues, US was collected one week after the endurance measurements.

### **Participants**

Adolescent footballers from the professional football academy were considered for the study. We invited all male individuals from a randomly selected team (one age group). The basic criteria of eligibility for the study were (a) all players had to be free of any health or injury issues at the time of testing; (b) no respiratory-related medical history; and (c) no surgical procedure on the pectoral chest, abdominal cavity, pelvic girdle, and/or spine. Information regarding the athletes' health was obtained by a short interview with the footballers and a coach or physiotherapist working with these athletes in the club.

### **Ultrasound measurements**

All US measurements were collected by an Aixplorer US scanner (Product Version 12.2.0, Software Version 12.2.0.808; Supersonic Imagine, Aix-en-Provence, France). Linear transducer array (2–10 MHz; SuperLinear 10-2, Vermon, Tours, France) in the SWE mode was used to evaluate the shear modulus and thickness of the ICs and DA on the right side of the body. Each participant laid in the supine position with the right hand



**Figure 1** Illustration showing the ultrasound probe placement and orientation (parallel to the ribs).  
[Full-size](#) [DOI: 10.7717/peerj.15214/fig-1](https://doi.org/10.7717/peerj.15214/fig-1)

placed under the head in order to better visualise the DA. At the beginning, anterior and mid-axillary lines were marked on the participant's chest, and the US probe was positioned between the lines (Fig. 1). The probe was positioned in the first intercostal space (counting from the bottom) where the lungs did not obscure the DA during tidal breathing. The US measurements were performed in a longitudinal probe position (parallel to the ribs). The participants were asked to relax and breath quietly throughout the procedure. US data were collected twice at the end-tidal inspiration and at the end-tidal expiration, separately. The reliability of RM measurements has been confirmed in previous studies on healthy adolescent football players (Palac & Linek, 2022).

DA excursion was collected in the M-mode on the Aixplorer US scanner coupled with convex transducer array (1–6 MHz, Cristal Curved XC6-1; Vermon, Tours, France). For the excursion measurement, the participant was in the supine position with the upper limbs along the trunk. The probe was placed in the right subcostal area. The participant was asked to take a maximal inspiration and then quietly expire. For the excursion DA measurement, a video collecting the work of breathing before maximal inspiration (tidal expiration) and during maximal inspiration and tidal expiration was recorded. The reliability of DA excursion was confirmed on athletes (Calvo-Lobo et al., 2019). DA excursion amplitude was described as the upright perpendicular distance from the minimum to the maximum point of DA displacement during a given breathing manoeuvre. DA excursion velocity is described as the velocity of DA displacement (during a given breathing pattern).

Shear modulus and thickness were calculated from the US images. The Q-Box™ quantitative tool was used to quantify muscle shear modulus. Three separate circles were positioned inside the fascial edge of each muscle, and the shear modulus was automatically calculated. The images were then saved on an external drive in DICOM format and transferred to a computer, where the muscle thickness was measured using RadiAnt DICOM Viewer (Medixant, Poznań, Poland). The DA thickness was measured between the pleural and peritoneal lines. The ICs were measured as the first more superficial

muscle than the DA. The thickness and shear modulus ratio was also measured as the end-inspiratory US value divided by the end-expiratory US value.

### Running tests

Two running tests were used to analyse the participants' endurance and speed. All measurements were collected by using photocells of the Witty System (Microgate Bolzano, Italy) with an accuracy of 0.01 s. The Witty System was coupled with Witty Manager (1.14.32 version; Microgate Bolzano, Italy) and connected to a laptop, allowing data collection (Altmann *et al.*, 2019). Both tests were performed on a dry grass football pitch on a sunny day, and the participants wore football kit and boots.

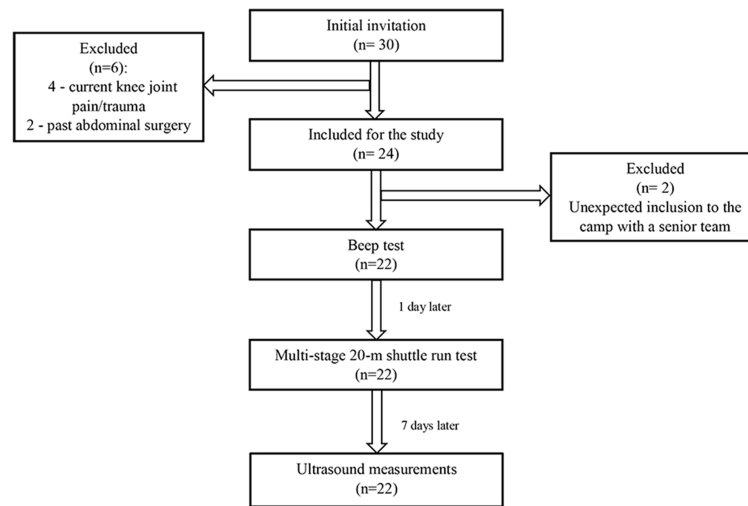
Endurance was assessed by a progressive, multi-stage 20-m shuttle run test (MSRT) as a modification of the beep test (Green *et al.*, 2013). The beep test requires athletes to run back and forth ("shuttle") between two cones separated by 20 m. The initial speed was 2.22 m/s for 1 min. At the end of the first min, the speed increased to 2.5 m/s and progressively increased by 0.14 m/s each min thereafter. The speed was imposed by audible beeps from pre-recorded audio. Each min stage (level) consisted of multiple "shuttles", and the number depended on the stage speed. Participants were advised to keep running at the pace of the beeps for as long as possible. Once the participant could no longer keep pace with the beeps (*i.e.*, failed to complete two consecutive shuttles in time), the test was terminated (Green *et al.*, 2013). For the purpose of the study, we calculated the parameter "Total" as the total number of completed 20-m repetitions (during the whole test). The following parameters were used for further analysis: Total and calculated  $\text{VO}_{2\text{max}}$  ( $\text{ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$ ).  $\text{VO}_{2\text{max}}$  was estimated from the maximal speed attained during the test *via* the previously developed prediction equation  $-24.4 + 6.0 \times \text{maximum aerobic speed (sec)}$  (Léger *et al.*, 1988).

The speed test involved running 30 m as fast as possible in a straight line between the photocells. Before the test began, the participants stood adjacent to (*i.e.*, their toes were not touching) the starting line in a standing split-stance position. They were instructed to run as fast as possible and slow down after crossing the finish line. A sound signal marked the beginning of each test. The timer was switched on when the starting line was passed, and measurements were automatically taken at 5 m, 10 m, and 30 m by the photocells positioned at those distances. The timer stopped when the finishing line was passed. Each participant ran the course twice, and the mean scores from both were analysed (Altmann *et al.*, 2019).

### Statistical analysis

Data were analysed using Statistica 13.1 PL (Statsoft, Tulsa, OK, USA) and Excel (Microsoft Corporation, USA) software. Due to the non-normality of the distribution in the Shapiro-Wilk test, we decided to use Spearman's correlation in the analysis. The correlation value (R) was interpreted as follows: 0 to 0.30 or 0 to  $-0.30$  was considered a weak correlation; 0.31 to 0.50 or  $-0.31$  to  $-0.50$  a moderate correlation; 0.51 to 0.70 or  $-0.51$  to  $-0.70$  a strong correlation; and 0.71 to 1 or  $-0.71$  to  $-1$  a very strong correlation (Hopkins *et al.*, 2009). The significance level was set at  $p \leq 0.05$ . For the a priori analysis, the sample





**Figure 2** Flow chart.

[Full-size](#) DOI: 10.7717/peerj.15214/fig-2

size was determined using G\*POWER (Version 3.1.9.7; Universität Kiel, Kiel, Germany) using an alpha of 0.05, a power of 0.80, and an effect size of 0.50 for a two-tailed test. Because Spearman's rank correlation coefficient is computationally identical to Pearson's product-moment coefficient, we used the software to calculate the latter.

## RESULTS

### Participants

Based on the assumptions, the required sample size was determined to be 26. Out of 30 initially invited footballers, 24 met the inclusion criteria. However, during the measurements, two athletes were at a camp with the senior team. Thus, a total of 22 adolescent footballers (two goalkeepers, eight defenders, nine midfielders, three forwards) were included in the final analysis (Fig. 2). Basic data and all parameters measured are shown in Table 1.

### Speed test vs US

DA shear modulus at the end of tidal inspiration was moderately negatively correlated with the speed score at 10 m. The DA shear modulus ratio was moderately negatively correlated with the speed score at 10 m and 30 m. The IC shear modulus ratio was moderately negatively correlated with the speed score at 10 m and strongly negatively correlated with the speed score at 30 m. Additionally, DA excursion was positively correlated with the speed score at 5 m (moderate) and 10 m (strong). DA velocity was moderately positively correlated with the speed score at 5 and 30 m, but statistical significance was borderline ( $p = 0.06$ ). Detailed R values for each correlation are presented in Table 2.

**Table 1** Experimental group characteristics: anthropometric data, ultrasound parameters, endurance test (multi-stage 20-m shuttle run test), and speed test (straight line speed in 5, 10, and 30 m).

Characteristic ( <i>n</i> = 22)	mean ± SD	median
<i>Anthropometric data</i>		
Age (yr)	17.1 ± 0.29	17.0
Body mass (kg)	71.4 ± 7.74	70.0
Body height (cm)	180 ± 5.76	180
BMI (kg/m <sup>2</sup> )	22.1 ± 1.95	22.0
Football practice (yr)	7.77 ± 0.75	8.0
<i>SWE - Shear modulus (kPa)</i>		
Diaphragm at the end of tidal inspiration	31.2 ± 6.26	31.5
Diaphragm at the end of tidal expiration	29.4 ± 5.60	27.9
Diaphragm ratio	1.07 ± 0.18	1.05
Intercostal muscle at the end of tidal inspiration	27.1 ± 6.23	26.6
Intercostal muscle at the end of tidal expiration	27.0 ± 6.00	25.7
Intercostal muscle ratio	1.01 ± 0.15	0.97
<i>B-mode - Thickness (mm)</i>		
Diaphragm at the end of tidal inspiration	2.09 ± 0.85	1.82
Diaphragm at the end of tidal expiration	1.71 ± 0.59	1.48
Diaphragm ratio	1.21 ± 0.21	1.20
Intercostal muscle at the end of tidal inspiration	3.98 ± 0.85	4.05
Intercostal muscle at the end of tidal expiration	4.09 ± 0.89	3.97
Intercostal muscle ratio	0.99 ± 0.15	0.95
<i>M-mode</i>		
Diaphragm excursion (cm)	4.73 ± 1.45	4.59
Diaphragm velocity (cm/s)	2.13 ± 0.89	1.83
<i>Multi stage 20-m shuttle run test</i>		
Total	127 ± 13.2	122
calculated VO <sub>2</sub> max (ml · kg <sup>-1</sup> · min <sup>-1</sup> )	56.2 ± 3.54	55.1
<i>Speed test (s)</i>		
Distance 5 m	1.03 ± 0.05	1.03
Distance 10 m	1.87 ± 0.52	1.77
Distance 30 m	4.19 ± 0.20	4.14

**Notes.**

SD, standard deviation; BMI, Body Mass Index; SWE, shear wave elastography; ratio, diaphragm at the end of tidal inspiration/diaphragm at the end of tidal expiration; Total, total number of completed 20-m repetitions.

**MSRT vs US**

US parameters were not significantly related to endurance parameters, although correlations varied from weak to moderate. Detailed R values for each correlation are presented in [Table 3](#).

**DISCUSSION**

The preliminary report was designed to assess the relationship between US of RMs during tidal breathing and selected motor skill (endurance and speed) performance in adolescent football players. To the best of our knowledge, there has not yet been a

**Table 2** Correlations between ultrasound parameters and speed test results.

	5 m		10 m		30 m	
	R	p	R	p	R	p
<i>Shear modulus</i>						
Diaphragm at the end of tidal inspiration	−0.34	0.12	−0.49	0.02*	−0.24	0.29
Diaphragm at the end of tidal expiration	−0.10	0.66	−0.14	0.55	0.10	0.66
Diaphragm ratio	−0.31	0.16	−0.48	0.02*	−0.41	0.06
Intercostal muscle at the end of tidal inspiration	−0.26	0.26	−0.39	0.08	−0.18	0.44
Intercostal muscle at the end of tidal expiration	−0.13	0.58	−0.16	0.49	0.16	0.48
Intercostal muscle ratio	−0.28	0.22	−0.47	0.03*	−0.54	0.01*
<i>Thickness</i>						
Diaphragm at the end of tidal inspiration	−0.07	0.75	−0.06	0.80	0.22	0.34
Diaphragm at the end of tidal expiration	−0.27	0.23	−0.12	0.60	0.25	0.25
Diaphragm ratio	0.33	0.13	0.07	0.75	−0.03	0.91
Intercostal muscle at the end of tidal inspiration	−0.19	0.42	−0.07	0.78	0.11	0.63
Intercostal muscle at the end of tidal expiration	−0.08	0.74	−0.11	0.64	0.05	0.83
Intercostal muscle ratio	−0.04	0.86	0.14	0.56	0.07	0.76
<i>M-mode</i>						
Diaphragm excursion	0.46	0.04*	0.52	0.02*	0.26	0.27
Diaphragm velocity	0.42	0.06	0.34	0.15	0.42	0.07

**Notes.**

SWE, shear wave elastography.

\*statistically significant  $p < 0.05$ .

R, correlation coefficient; p, probability value; ratio, diaphragm at the end of tidal inspiration/diaphragm at the end of tidal expiration.

study relating the shear modulus, thickness, excursion, and velocity of the DA and ICs with parameters of speed and aerobic endurance based on MSRT in adolescent football players. This preliminary study has shown that US of RMs measurements (shear modulus, thickness, excursion, velocity) corresponded to speed in adolescent athletes. Thus, our initial hypothesis was partially confirmed because footballers with higher values of DA shear modulus at the end of tidal inspiration obtained better results in the 10-m speed test. Similarly, a higher DA and IC shear modulus ratio corresponded to a better speed score at 10 and 30 m, and a higher value of DA excursion and velocity was related to worse scores during the speed test. In turn, our results rejected the hypothesis that RMs are related to endurance in adolescent footballers.

### Speed

Taking all the results together, our study shows that RM shear modulus during tidal breathing may be partially related to the speed score in adolescent footballers. The shear modulus value is related to passive muscle force (Koo & Hug, 2015) and can be used to estimate changes in muscle force (Ateş et al., 2015). Chino et al. (2018) showed that DA shear modulus is non-linearly related to inspiratory mouth pressure, increasing rapidly at low inspiratory mouth pressure levels, but less rapidly as mouth pressure reaches higher levels. It can therefore be stated that a higher value of the DA shear modulus indicates greater inspiratory muscle strength. Another study confirmed that DA stiffness increases during

**Table 3** Relationship between ultrasound parameters and endurance test (multi-stage 20-m shuttle run) results.

	Total		VO <sub>2</sub> max	
	R	p	R	p
<i>Shear modulus</i>				
Diaphragm at the end of tidal inspiration	-0.16	0.49	0.07	0.76
Diaphragm at the end of tidal expiration	-0.17	0.46	-0.05	0.83
Diaphragm ratio	0.03	0.88	0.18	0.42
Intercostal muscle at the end of tidal inspiration	0.03	0.90	0.33	0.15
Intercostal muscle at the end of tidal expiration	-0.05	0.84	0.17	0.47
Intercostal muscle ratio	0.18	0.43	0.32	0.16
<i>Thickness</i>				
Diaphragm at the end of tidal inspiration	0.01	0.98	0.17	0.45
Diaphragm at the end of tidal expiration	0.10	0.66	0.29	0.18
Diaphragm ratio	-0.14	0.53	-0.12	0.59
Intercostal muscle at the end of tidal inspiration	0.20	0.40	0.36	0.11
Intercostal muscle at the end of tidal expiration	-0.01	0.97	0.10	0.66
Intercostal muscle ratio	0.16	0.48	0.25	0.27
<i>M-mode</i>				
Diaphragm excursion	0.19	0.41	-0.03	0.91
Diaphragm velocity	0.20	0.41	0.17	0.49

**Notes.**

SWE, shear wave elastography; Total, total number of completed 20-m repetitions; VO<sub>2</sub>max, calculated VO<sub>2</sub>max (ml · kg<sup>-1</sup> · min<sup>-1</sup>); R, correlation coefficient; p, probability value; ratio, diaphragm at the end of tidal inspiration/diaphragm at the end of tidal expiration.

inspiration ([Şendur et al., 2022](#)). Our study shows that a stiffer (higher shear modulus value) DA during tidal inspiration characterised athletes with a better score in the speed test. This may indicate that a stiffer DA improves speed performance.

The DA shear modulus value is also related to transdiaphragmatic pressure ([Bachasson et al., 2018](#)), which is considered the gold standard for DA examination ([Ricoy et al., 2019](#)). Transdiaphragmatic pressure is the main measurement for determining DA strength ([Hamnegard et al., 1995](#)) and is clinically relevant because it represents the actual force that drives changes in lung volume and therefore ultimately alveolar ventilation ([Bachasson et al., 2018](#)). Sprint running (up to 6 s/up to 40 m) is characterised by anaerobic effort ([Sanders et al., 2017](#)). In our study, therefore, it can be assumed that the athletes had an anaerobic effort at the 30-m distance, so they were running at apnoea. It has been suggested that there is increased chest pressure during the initial phase of the speed test, which is linked to the Valsalva test ([Turban, 2010](#)). The Valsalva manoeuvre initiates with deep inhalation and DA downward movement ([Talas et al., 2012](#)). Thus, the DA seems to be the main muscle involved in the Valsalva manoeuvre. The increased DA shear modulus during tidal breathing may predispose to a stronger DA contraction during the speed trial, resulting in a better score in the initial phase of running.

At a distance of 30 m, the DA and IC shear modulus ratio seems to be more significant. The ratio is calculated by dividing the shear modulus value at the peak of tidal inspiration

by the shear modulus value at the peak of tidal expiration. In our study, the higher the DA and IC shear modulus ratio, the better the speed test score. The ratio score is therefore determined not only by the shear modulus value during inspiration but also during expiration. This means that the best speed scores were achieved by athletes who had a higher RM shear modulus value during tidal inspiration and simultaneously a lower RM shear modulus value during tidal expiration. It may be that a better ability to relax the RMs allows for their greater contraction. When a muscle lengthens, the muscle spindle located inside the muscle is stretched, causing the muscle fibres to contract (*Bhattacharyya, 2017*). In turn, the comparable correlation values between each of the RMs and speed is probably due to the similar function of the DA and ICs. These muscles both affect chest movement (*Ratnovsky, Elad & Halpern, 2008*), produce axial rotations of the thorax (*Whitelaw et al., 1992*), and are important respiratory pump muscles (*Han et al., 1993*). Consequently, their work must be coordinated (*Han et al., 1993*). In addition, although the DA is the main RM, when the respiratory workload increases (high breathing efforts), the activity of ICs plays an important role (*Ratnovsky, Elad & Halpern, 2008*).

In view of the previous considerations, it is difficult to explain why footballers characterised by greater DA excursion and velocity during maximal inspiration had worse running scores. It was assumed that the increased stiffness of the DA during tidal breathing allowed greater stiffness of the DA during the Valsalva test because greater stiffness may result in lower DA excursion and velocity. Unfortunately, there are no studies connecting US assessment of RMs to speed in athletes, which greatly limits the interpretability of these preliminary findings.

### Endurance

Some studies have shown that exercises involving the RMs improve endurance by reducing energy demand (*Bahenský et al., 2021*) and increase aerobic tolerance (*Mackała et al., 2020*) in youth athletes. It has also been indicated that breathing technique can affect endurance through reduced respiratory work and delayed RM fatigue (*Bahenský et al., 2021*). This was the reason we hypothesised that endurance should be related to US of RMs in our study. This was not confirmed, as there was no relationship between the endurance and US parameters of RMs. In cited studies (*Bahenský et al., 2021; Mackała et al., 2020*), RMs strength was measured indirectly by analysing maximal inspiratory and expiratory pressure/forces. In the present study, for the first time, we have evaluated and related RMs with endurance directly by analysing US measurements (shear modulus, thickness, excursion, and velocity). An indirect method of assessing respiratory function is the result of many factors (including airway obstruction, respiratory compliance, and RM strength) that do not allow direct analysis of the RMs (*Pałac & Linek, 2022*). This may mean that the improvement in endurance in athletes is a more complex phenomenon unrelated to an exclusive change in RM morphology.

It is particularly surprising that there was no correlation between DA excursion and aerobic endurance in the present study. DA excursion is related to exercise capacity (*Shiraishi et al., 2020*) and can predict the improvement in exercise tolerance (*Shiraishi et al., 2020*) in patients (especially with problems related to the respiratory system). DA

excursion is related to pulmonary parameters like FVC, FEV1, and MIP, whereas DA velocity is related to FVC, MIP, and MEP (Palac & Linek, 2022). All of these spirometry parameters are related to RM strength (Palac & Linek, 2022). Thus, it was expected that greater DA excursion would predispose to better endurance in examined football players. Possibly in healthy people (and athletes who achieve higher performance in endurance tests than the non-athlete population), the DA excursion is not as important in order to improve endurance. An alternative explanation of the lack of correlation between DA excursion and aerobic endurance may be the relatively similar endurance (training) level of the footballers studied. However, there is a lack of scientific studies determining the significance of DA excursion in athletes. Hence, the present study results are difficult to interpret definitively.

### Limitations

Due to the small sample size, this study is of a preliminary nature. The study group consisted exclusively of football players from one team and age group, which may explain the high homogeneity of the participants' motor skills and US parameters. This, in turn, may have influenced the narrow dispersion of the variables and, ultimately, the correlation values. The results should not therefore be generalised to other sports. The participants were included in the analysis regardless of their position; studies have shown that footballers' profiles can vary according to where they play on the pitch (Oliva-Lozano et al., 2020). US examinations were performed only in the supine position. Another limitation was the collection of US measurements only during tidal breathing (except for excursion—maximal inspiration and tidal expiration). It seems necessary to include US assessment of the RMs during maximal respiratory efforts in future studies. For the purposes of this study, the athletes' endurance was indirectly determined. The MSRF is used as a test of aerobic capacity (Voss & Sandercock, 2009). The beep test can be used as a health indicator in children and adolescents (Mayorga-Vega et al., 2016), but it is a field test. Thus, the result should not be interpreted as a direct measurement of cardiorespiratory fitness, only as an estimation (Mayorga-Vega et al., 2016).

### Strength and implications

To date, RMs have never been directly investigated in the context of their association with athletes' performance. Although this is a pilot study, we have shown for the first time that some US parameters of the RMs may be related with motor skills (like speed in our study). From this perspective, we have confirmed that such exploration is justified. US provides an inexpensive and non-invasive tool for assessing RMs on wide populations. The methodology used in this report to assess RMs is easy accessible and reliable. Thus, it seems that the US of RMs in elite athletes is warranted in order to provide deeper insights into the role of RMs in the context of different motor abilities. Previous studies have confirmed the relationship between athletic performance and US parameters of lower-limb muscles (Sarto et al., 2021). It is also worth noting that RMs (mainly DA) function itself is related to pain sensation, stability, and balance. All these aspects are important in high-performance sport.

## CONCLUSIONS

Shear modulus of the RMs, DA excursion, and velocity are related to speed score in adolescent football players. In the examined population, endurance parameters were not related to any US parameters of RMs. The current state of knowledge does not allow us to conclusively determine how important US parameters of RMs can be in predicting performance parameters (for example endurance and speed) in young athletes. However, the results of the present study point to the need for further research into the role of US measurements of RMs in the development of motor skills.

## ADDITIONAL INFORMATION AND DECLARATIONS

### Funding

The study was fully funded by the Team of Biomedical Basis of Physiotherapy, The Jerzy Kukuczka Academy of Physical Education in Katowice. The funders had no role in study design, data collection and analysis, decision to publish, or preparation of the manuscript.

### Grant Disclosures

The following grant information was disclosed by the authors:

The Team of Biomedical Basis of Physiotherapy, The Jerzy Kukuczka Academy of Physical Education in Katowice.

### Competing Interests

The authors declare there are no competing interests.

### Author Contributions

- Małgorzata Pałac conceived and designed the experiments, performed the experiments, analyzed the data, prepared figures and/or tables, authored or reviewed drafts of the article, and approved the final draft.
- Damian Sikora performed the experiments, prepared figures and/or tables, authored or reviewed drafts of the article, and approved the final draft.
- Tomasz Wolny performed the experiments, authored or reviewed drafts of the article, and approved the final draft.
- Paweł Linek conceived and designed the experiments, performed the experiments, analyzed the data, prepared figures and/or tables, authored or reviewed drafts of the article, and approved the final draft.

### Human Ethics

The following information was supplied relating to ethical approvals (i.e., approving body and any reference numbers):

The study was approved by the Ethics Committee at the Jerzy Kukuczka Academy of Physical Education in Katowice

### Data Availability

The following information was supplied regarding data availability:

The raw data is available in the [Supplementary File](#).

## Supplemental Information

Supplemental information for this article can be found online at <http://dx.doi.org/10.7717/peerj.15214#supplemental-information>.

## REFERENCES

- Aliverti A.** 2016. The respiratory muscles during exercise. *Breathe* **12**(2):165–168 DOI [10.1183/20734735.008116](https://doi.org/10.1183/20734735.008116).
- Altmann S, Ringhof S, Neumann R, Woll A, Rumpf MC.** 2019. Validity and reliability of speed tests used in soccer: a systematic review. *PLOS ONE* **14**(8):e0220982 DOI [10.1371/journal.pone.0220982](https://doi.org/10.1371/journal.pone.0220982).
- Archiza B, Welch JF, Geary CM, Allen GP, Borghi-Silva A, Sheel AW.** 2018. Temporal characteristics of exercise-induced diaphragmatic fatigue. *Journal of Applied Physiology* **124**(4):906–914 DOI [10.1152/jappphysiol.00942.2017](https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00942.2017).
- Ateş F, Hug F, Bouillard K, Jubeau M, Frappart T, Couade M, Bercoff J, Nordez A.** 2015. Muscle shear elastic modulus is linearly related to muscle torque over the entire range of isometric contraction intensity. *Journal of Electromyography and Kinesiology* **25**(4):703–708 DOI [10.1016/j.jelekin.2015.02.005](https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2015.02.005).
- Bachasson D, Dres M, Niérat MC, Gennisson JL, Hogrel JY, Doorduyn J, Similowski T.** 2018. Diaphragm shear modulus reflects transdiaphragmatic pressure during isovolumetric inspiratory efforts and ventilation against inspiratory loading. *Journal of Applied Physiology* **126**(3):699–707 DOI [10.1152/jappphysiol.01060.2018](https://doi.org/10.1152/jappphysiol.01060.2018).
- Bahenský P, Bunc V, Malátová R, Marko D, GJ Grosicki, Schuster J.** 2021. Impact of a breathing intervention on engagement of abdominal, thoracic, and subclavian musculature during exercise, a randomized trial. *Journal of Clinical Medicine* **10**(16):3514 DOI [10.3390/jcm10163514](https://doi.org/10.3390/jcm10163514).
- Bhattacharyya K.** 2017. The stretch reflex and the contributions of C David Marsden. *Annals of Indian Academy of Neurology* **20**(1):1–4 DOI [10.4103/0972-2327.199906](https://doi.org/10.4103/0972-2327.199906).
- Calvo-Lobo C, Almazán-Polo J, Becerro-de Bengoa-Vallejo R, Palomo-López P, Losa-Iglesias ME, Rodríguez-Sanz D, López-López D.** 2019. Ultrasonography comparison of diaphragm thickness and excursion between athletes with and without lumbo-pelvic pain. *Physical Therapy in Sport* **37**:128–137 DOI [10.1016/j.ptsp.2019.03.015](https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2019.03.015).
- Chino K, Ohya T, Katayama K, Suzuki Y.** 2018. Diaphragmatic shear modulus at various submaximal inspiratory mouth pressure levels. *Respiratory Physiology and Neurobiology* **252–253**:52–57 DOI [10.1016/j.resp.2018.03.009](https://doi.org/10.1016/j.resp.2018.03.009).
- Durmic T, Lazovic B, Djelic M, Lazic JS, Zikic D, Zugic V, Dekleva M, Mazic S.** 2015. Influências específicas do esporte nos padrões respiratórios em atletas de elite. *Jornal Brasileiro de Pneumologia* **41**(6):516–522 DOI [10.1590/S1806-37562015000000050](https://doi.org/10.1590/S1806-37562015000000050).
- Green MS, Esco MR, Martin TD, Pritchett RC, McHugh AN, Williford HN.** 2013. Crossvalidation of two 20-m shuttle-run tests for predicting  $V_{O2max}$  in female collegiate soccer players. *Journal of Strength and Conditioning Research* **27**(6):1520–1528 DOI [10.1519/JSC.0b013e318270fcc0](https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318270fcc0).



- Guy JH, Edwards AM, Deakin GB. 2014. Inspiratory muscle training improves exercise tolerance in recreational soccer players without concomitant gain in soccer-specific fitness. *Journal of Strength and Conditioning Research* 28(2):483–491 DOI 10.1519/JSC.0b013e31829d24b0.
- Hajghanbari B, Yamabayashi C, Buna TR, Coelho JD, Freedman KD, Morton TA, Palmer SA, Toy MA, Walsh C, Sheel AW, Reid WD. 2013. Effects of respiratory muscle training on performance in athletes: a systematic review with meta-analyses. *Journal of Strength and Conditioning Research* 27(6):1643–1663 DOI 10.1519/JSC.0b013e318269f73f.
- Hamnegard CH, Wragg S, Mills G, Kyroussis D, Road J, Daskos G, Bake B, Moxham J, Green M. 1995. The effect of lung volume on transdiaphragmatic pressure. *European Respiratory Journal* 8(9):1532–1536.
- Han JN, Gayan-Ramirez G, Dekhuijzen R, Decramer M. 1993. Respiratory function of the rib cage muscles. *European Respiratory Journal* 6(5):722–728.
- Hopkins WG, Marshall SW, Batterham AM, Hanin J. 2009. Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 41(1):3–12 DOI 10.1249/MSS.0b013e31818cb278.
- Koo TK, Hug F. 2015. Factors that influence muscle shear modulus during passive stretch. *Journal of Biomechanics* 48(12):3539–3542 DOI 10.1016/j.jbiomech.2015.05.038.
- Lazovic-Popovic B, Zlatkovic-Svenda M, Durmic T, Djelic M, Djordjevic Saranovic S, Zagic V. 2016. Superior lung capacity in swimmers: some questions, more answers! *Revista Portuguesa de Pneumologia* 22(3):151–156 DOI 10.1016/j.rppnen.2015.11.003.
- Léger LA, Mercier D, Gadoury C, Lambert J. 1988. The multistage 20 metre shuttle run test for aerobic fitness. *Journal of Sports Sciences* 6(2):93–101 DOI 10.1080/02640418808729800.
- León-Morillas F, Lozano-Quijada C, MÁ Lérída-Ortega, León-Garzón MC, Ibáñez Vera AJ, de Oliveira-Sousa SL. 2021. Relationship between respiratory muscle function and postural stability in male soccer players: a case-control study. *Healthcare* 9(6):644 DOI 10.3390/healthcare9060644.
- Mackała K, Kurzaj M, Okrzymowska P, Stodółka J, Coh M, Rozek-Piechura K. 2020. The effect of respiratory muscle training on the pulmonary function, lung ventilation, and endurance performance of young soccer players. *International Journal of Environmental Research and Public Health* 17(1):234 DOI 10.3390/ijerph17010234.
- Mayorga-Vega D, Bocanegra-Parrilla R, Ornelas M, Viciano J. 2016. Criterion-related validity of the distance- and time-based walk/run field tests for estimating cardiorespiratory fitness: a systematic review and meta-analysis. *PLOS ONE* 11(3):e0151671 DOI 10.1371/journal.pone.0151671.
- Mcconnell AK, Lomax M. 2006. The influence of inspiratory muscle work history and specific inspiratory muscle training upon human limb muscle fatigue. *Journal of Physiology* 577(1):445–457 DOI 10.1113/jphysiol.2006.117614.

- Moeliono M, DM Sari, Nashrulloh T. 2022.** Prediction for the maximum inspiratory pressure value from the thoracic expansion measurement in Indonesian healthy young adults. *Canadian Journal of Respiratory Therapy* **58**:34–38 DOI [10.29390/cjrt-2021-064](https://doi.org/10.29390/cjrt-2021-064).
- Oliva-Lozano JM, Fortes V, Krustrup P, Muyor JM. 2020.** Acceleration and sprint profiles of professional male football players in relation to playing position. *PLOS ONE* **15**(8 August):e0236959 DOI [10.1371/journal.pone.0236959](https://doi.org/10.1371/journal.pone.0236959).
- Pałac M, Linek P. 2022.** Intra-rater reliability of shear wave elastography for the quantification of respiratory muscles in adolescent athletes. *Sensors* **22**(17):6622 DOI [10.3390/S22176622](https://doi.org/10.3390/S22176622).
- Pałac M, Rutka M, Wolny T, Podgórski M, Linek P. 2022.** Ultrasonography in assessment of respiratory muscles function: a systematic review. *Respiration; International Review of Thoracic Diseases* **101**(9):878–892 DOI [10.1159/000524785](https://doi.org/10.1159/000524785).
- Ratnovsky A, Elad D, Halpern P. 2008.** Mechanics of respiratory muscles. *Respiratory Physiology and Neurobiology* **163**(1–3):82–89 DOI [10.1016/j.resp.2008.04.019](https://doi.org/10.1016/j.resp.2008.04.019).
- Ricoy J, Rodríguez-Núñez N, Álvarez Dobaño JM, Toubes ME, Riveiro V, Valdés L. 2019.** Diaphragmatic dysfunction. *Pulmonology* **25**(4):223–235 DOI [10.1016/j.pulmoe.2018.10.008](https://doi.org/10.1016/j.pulmoe.2018.10.008).
- Sanders GJ, Turner Z, Boos B, Peacock CA, Peveler W, Lipping A. 2017.** Aerobic capacity is related to repeated sprint ability with sprint distances less than 40 meters. *International Journal of Exercise Science* **10**(2):197–204.
- Sarto F, Spörri J, Fitze DP, Quinlan JI, Narici MV, Franchi MV. 2021.** Implementing ultrasound imaging for the assessment of muscle and tendon properties in elite sports: practical aspects, methodological considerations and future directions. *Sports Medicine* **51**(6):1151–1170 DOI [10.1007/s40279-021-01436-7](https://doi.org/10.1007/s40279-021-01436-7).
- Şendur HN, Şendur AB, Cerit MN, Özhan Oktar S, Yücel C. 2022.** Evaluation of diaphragm thickness and stiffness using ultrasound and shear-wave elastography. *Ultrasound Quarterly* **38**(1):89–93 DOI [10.1097/RUQ.0000000000000593](https://doi.org/10.1097/RUQ.0000000000000593).
- Shiraishi M, Higashimoto Y, Sugiya R, Mizusawa H, Takeda Y, Fujita S, Nishiyama O, Kudo S, Kimura T, Chiba Y, Fukuda K, Tohda Y. 2020.** Diaphragmatic excursion correlates with exercise capacity and dynamic hyperinflation in copd patients. *ERJ Open Research* **6**(4):00589–2020 DOI [10.1183/23120541.00589-2020](https://doi.org/10.1183/23120541.00589-2020).
- Stock MS, Mota JA, Hernandez JM, Thompson BJ. 2017.** Echo intensity and muscle thickness as predictors Of athleticism and isometric strength in middle-school boys. *Muscle and Nerve* **55**(5):685–692 DOI [10.1002/mus.25395](https://doi.org/10.1002/mus.25395).
- Talasz H, Kremser C, Kofler M, Kalchschmid E, Lechleitner M, Rudisch A. 2012.** Proof of concept: differential effects of Valsalva and straining maneuvers on the pelvic floor. *European Journal of Obstetrics and Gynecology and Reproductive Biology* **164**(2):227–233 DOI [10.1016/j.ejogrb.2012.06.019](https://doi.org/10.1016/j.ejogrb.2012.06.019).
- Turban JW. 2010.** Spontaneous pneumomediastinum from running sprints. *Case Reports in Medicine* **2010**: Article ID 927467 DOI [10.1155/2010/927467](https://doi.org/10.1155/2010/927467).

- Voss C, Sandercock G. 2009.** Does the twenty meter shuttle-run test elicit maximal effort in 11- to 16-year-olds?. *Pediatric Exercise Science* **21**(1):55–62 DOI [10.1123/pes.21.1.55](https://doi.org/10.1123/pes.21.1.55).
- Welch JF, Kipp S, Sheel AW. 2019.** Respiratory muscles during exercise: mechanics, energetics, and fatigue. *Current Opinion in Physiology* **10**:102–109 DOI [10.1016/j.cophys.2019.04.023](https://doi.org/10.1016/j.cophys.2019.04.023).
- Whitelaw WA, Ford GT, Rimmer KP, De Troyer A. 1992.** Intercostal muscles are used during rotation of the thorax in humans. *Journal of Applied Physiology* **72**(5):1940–1944 DOI [10.1152/jappl.1992.72.5.1940](https://doi.org/10.1152/jappl.1992.72.5.1940).
- Yoshida R, Tomita K, Kawamura K, Nozaki T, Setaka Y, Monma M, Ohse H. 2019.** Measurement of intercostal muscle thickness with ultrasound imaging during maximal breathing. *Journal of Physical Therapy Science* **31**(4):340–343 DOI [10.1589/jpts.31.340](https://doi.org/10.1589/jpts.31.340).
- Yoshida R, Tomita K, Kawamura K, Setaka Y, Ishii N, Monma M, Mutsuzaki H, Mizukami M, Ohse H, Imura S. 2021.** Investigation of inspiratory intercostal muscle activity in patients with spinal cord injury: a pilot study using electromyography, ultrasonography, and respiratory inductance plethysmography. *Journal of Physical Therapy Science* **33**(2):153–157 DOI [10.1589/jpts.33.153](https://doi.org/10.1589/jpts.33.153).
- Zhu Z, Li J, Yang D, Du L, Yang M. 2019.** Ultrasonography of diaphragm can predict pulmonary function in spinal cord injury patients: a pilot case-control study. *Medical Science Monitor* **25**:5369–5374 DOI [10.12659/MSM.917992](https://doi.org/10.12659/MSM.917992).