

David A. Kaminsky^{1#†}, Shannon J. Simpson^{2#}, Kenneth I. Berger³, Peter Calverley⁴, Pedro L. de Melo⁵, Ronald Dandurand⁶, Raffaele L. Dellacà⁷, Claude S. Farah⁸, Ramon Farré⁹, Graham L. Hall², Iulia Ioan¹⁰, Charles G. Irvin¹, David W. Kaczka¹¹, Gregory G. King¹², Hajime Kurosawa¹³, Enrico Lombardi¹⁴, Geoffrey N. Maksym¹⁵, François Marchal¹⁰, Ellie Oostveen¹⁶, Beno W. Oppenheimer³, Paul Robinson¹⁷, Maarten van den Berge¹⁸ and, Cindy Thamrin¹⁹

[#]Równorzędny wkład autorów w powstanie manuskryptu

¹Department of Medicine, Pulmonary and Critical Care Medicine, University of Vermont, Larner College of Medicine, Burlington, Vermont, USA

²Children's Lung Health, Telethon Kids Institute; School of Allied Health, Curtin University, Perth, Australia

³Division of Pulmonary, Critical Care, and Sleep Medicine, NYU School of Medicine and André Cournand Pulmonary Physiology Laboratory, Bellevue Hospital, New York, USA

⁴Institute of Ageing and Chronic Disease, University of Liverpool, Liverpool, UK

⁵Institute of Biology and Faculty of Engineering, Department of Physiology, Biomedical Instrumentation Laboratory, State University of Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, Brazil

⁶Lakeshore General Hospital, Pointe-Claire, Canada and Montreal Chest Institute, Meakins-Christie Labs, Oscillometry Unit and of the Centre for Innovative Medicine, McGill University Health Centre and Research Institute, and McGill University, Montreal, Canada

⁷Dipartimento di Elettronica, Informazione e Bioingegneria — DEIB, Politecnico di Milano University, Milano, Italy

⁸Department of Respiratory Medicine, Concord Repatriation General Hospital, Sydney, Australia

⁹Unitat de Biofísica i Bioenginyeria, Facultat de Medicina, Universitat de Barcelona-IDIBAPS, Barcelona, Spain and CIBER de Enfermedades Respiratorias, Madrid, Spain

¹⁰Department of Pediatric Lung Function Testing, Children's Hospital, Vandoeuvre-lès-Nancy, France; EA 3450 DevAH — Laboratory of Physiology, Faculty of Medicine, University of Lorraine, Vandoeuvre-lès-Nancy, France

¹¹Departments of Anesthesia, Biomedical Engineering and Radiology, University of Iowa, Iowa City, Iowa, USA

¹²The Department of Respiratory Medicine and Airway Physiology and Imaging Group, Royal North Shore Hospital and The Woolcock Institute of Medical Research, The University of Sydney NSW 2006, Australia

¹³Department of Occupational Health, Tohoku University School of Medicine, Sendai, Japan

¹⁴Pediatric Pulmonary Unit, Meyer Pediatric University Hospital, Florence, Italy

¹⁵School of Biomedical Engineering, Dalhousie University, Halifax, NS B3H 4R2, Canada

¹⁶Department of Respiratory Medicine, Antwerp University Hospital and University of Antwerp, Belgium

¹⁷Woolcock Institute of Medical Research, Children's Hospital at Westmead, Sydney, Australia

¹⁸University of Groningen, University Medical Center Groningen, Department of Pulmonary Diseases, Groningen, The Netherlands

¹⁹Woolcock Institute of Medical Research, The University of Sydney, Sydney, Australia

Znaczenie kliniczne i zastosowanie oscylometrii — suplement

Uwagi specjalne dotyczące interpretacji oscylometrii

Wiele cennych informacji dotyczących fizjologii i patologii oddychania można uzyskać z oscylometrii oceniając zależność badanych

wskaźników od częstotliwości oscylacji. Większość badań klinicznych z zastosowaniem oscylometrii, zarówno u dzieci, jak i osób dorosłych, wykonywano przy zastosowaniu częstotliwości o średnim zakresie (4–50 Hz), chociaż badano również, szczególnie u niemowląt, niskie (< 1

Streszczenie do udostępniania (@ERSpublications):

Praca stanowi aktualny przegląd zasad interpretacji, znaczenia klinicznego oraz zastosowania oscylometrii w pulmonologii ze szczególnym uwzględnieniem ograniczeń w dostępności dowodów oraz kierunków przyszłych badań. <https://bit.ly/3GQPViA>

Adres do korespondencji: David A. Kaminsky, M.D., Professor of Medicine Pulmonary Disease and Critical Care Medicine, University of Vermont College of Medicine, Given D-213, 89 Beaumont Avenue, Burlington, VT 05405 USA

Tel +1 (802) 656-3523, Fax +1 (802) 656-3526, email: david.kaminsky@uvm.edu

Copyright © Autorzy 2022

Data zgłoszenia: 11 września 2021

Data akceptacji: 29 października 2021

Tłumaczenie: dr hab. n. med. Irena Wojsyk-Banaszak, dr hab. n. med. Eliza Wasilewska

ISSN 2719–2881, e-ISSN 2719–9002

Praca jest tłumaczeniem artykułu:Kaminsky DA, Simpson SJ, Berger KI, et al. Clinical significance and applications of oscillometry. *Eur Respir Rev* 2022; 31: 210208

[DOI: 10.1183/16000617.0208-2021].

Należy cytować wersję pierwotną.

Hz) i wysokie (> 50 Hz) zakresy częstotliwości. W wielu opublikowanych pracach, impedancję (Z_{rs}) wyliczano na podstawie analizy pełnych oddechów, ale rośnie zainteresowanie analizą „częściowego oddechu”, który oznaczany jest przy pomocy oscylacji o jednej częstotliwości w czasie całego cyklu oddechowego [1, 2]. Ponadto, należy bardziej wziąć pod uwagę wpływ objętości płuc na mechanikę oscylacji [3]. R_{rs} charakteryzuje odwrotna zależność od objętości płuc, szczególnie przy niskich objętościach płuc, kiedy to R_{rs} nieproporcjonalnie rośnie. U dzieci, zależność oporu od objętości nasila się przy obturacji oskrzeli [4]. Zależność pomiędzy X_{rs} i objętością płuc jest bardziej złożona; X_{rs} obniża się gwałtownie, przy małych objętościach płuc, spowodowanych zamknięciem dróg oddechowych [5–8]. Zależność od objętości najlepiej tłumaczy zjawisko pociągania dróg oddechowych przez miąższ płuc, które umożliwia poszerzenie dróg oddechowych przy rozdęciu płuc i ich zwężenie w płucach opróżnionych z powietrza. Zrozumienie tych fizjologicznych związków ułatwia interpretację kliniczną wyników oscylometrii, szczególnie, że znaczenie kliniczne tej składowej badania czynnościowego płuc pozostaje w trakcie badań.

Oscylometria u niemowląt

W większości badań u niemowląt oscylacje stosowano przy zwiększonej objętości płuc, po wywołaniu bezdechu w odruchu Heringa-Breuera. U dzieci w tym wieku, równowagę pomiędzy własnościami tkanek, objętością płuc, podatnością ścian dróg oddechowych i ich średnicą, charakteryzuje złożoność i dynamika interakcji [9]. Z tego powodu, dla zrozumienia początkowych etapów chorób płuc u niemowląt, stosowano oscylacje poza średnim zakresem częstotliwości. Dla przykładu, Z_{rs} przy niskich częstotliwościach (poniżej 1–2 Hz) dostarcza informacji na temat oporu i własności elastycznych tkanek układu oddechowego (tj. miąższu płuc i ściany klatki piersiowej) [10], co wykazano podczas prób prowokacyjnych z metacholiną [11], po podaniu leków rozszerzających oskrzela [12, 13] u zdrowych niemowląt oraz niemowląt z epizodami świszczącego oddechu. Podobne badania z zastosowaniem oscylacji o niskich częstotliwościach, wykonywa-

no u noworodków urodzonych przedwcześnie, ale wyniki tych badań pozostają niejasne [14].

U niemowląt stosowano również oscylacje o wysokich częstotliwościach (> 50 Hz), które dostarczają informacje na temat własności ścian dróg oddechowych. Dane te pokazują, że pierwszy „anty-rezonans” (częstotliwość, przy której impedancja zależy całkowicie od oporu a nie od reaktancji złożonej ze składowych elastycznych i bezwładności) ulega zmianom u niemowląt z epizodami świszczącego oddechu w okresie bezobjawowym [15], co odpowiada zmianom własności mechanicznych ścian dróg oddechowych. Ponieważ zarówno średnica, jak i własności mechaniczne ściany dróg oddechowych, wpływają na ograniczenie przepływu powietrza [16], powyższe wyniki wskazują na znaczenie własności mechanicznych dróg oddechowych u dzieci z nawracającymi epizodami świszczącego oddechu, wyjściowo jak i po podaniu beta-2 agonistów [17].

W ostatnim czasie badania oscylometrycznie wykonywano w pierwszym dniu życia u noworodków podczas snu, z zastosowaniem analizy spektralnej oscylacji o częstotliwościach w średnim zakresie, oraz metody pojedynczych częstotliwości [18–20]. Metodę tę, bez sedacji stosowano u zdrowych sześciotygodniowych niemowląt w celu identyfikacji dzieci zagrożonych wystąpieniem ciężkiej choroby układu oddechowego w pierwszym roku życia, w tym chorób dolnych dróg oddechowych i epizodów świszczącego oddechu [21]. Dalsze badania w tym obiecującym obszarze, wskażą prawdopodobnie na szerszą rolę oscylometrii w wykrywaniu niemowląt (i dzieci), u których może wystąpić przewlekła choroba układu oddechowego w przyszłości [22].

Wpływ objętości płuc na mechanikę oddychania u chorych na astmę

Van den Elshout i współpracownicy [23] zaobserwowali różnice w odpowiedzi Z_{rs} na zmiany objętości płuc zdrowych dorosłych oraz chorych na astmę ze stwierdzoną nadreaktywnością oskrzeli lub bez. Takie wyniki wskazują, że oscylometria może stanowić cenne dodatkowe badanie w ocenie nadreaktywności oskrzeli. Potencjalnie użyteczny może okazać się związek

pomiędzy wskaźnikami zależnymi od objętości a kontrolą astmy, przy czym wcześniejsze zamknięcie oskrzeli wskazuje na gorszą kontrolę choroby [24]. Objętość, przy której X_{rs} nagle przechodzi w zakres wartości ujemnych jest wyższa u chorych na astmę, co wskazuje na szybsze zamknięcie dróg oddechowych [5]. Nilsen i współpracownicy [7] przedstawili szybką i prostą w wykonaniu technikę, z zastosowaniem wolnego manewru pojemności życiowej, w połączeniu z pomiarami X_{rs} , aby zidentyfikować krytyczną objętość, przy której u chorych na astmę dochodzi do zamknięcia przestrzeni powietrznych (derekrutacja pęcherzyków płucnych). Derekrutacja oznacza skuteczne zamknięcie dróg oddechowych dla przepływu oscylacji, co uniemożliwia przenoszenie sygnału poza okluzję i powoduje pozorne usztywnienie układu oddechowego, a to z kolei przekłada się na bardziej ujemne wyniki X_{rs} przy niższych częstotliwościach. Ostatnio opublikowane prace zidentyfikowały wzorce derekrutacji płuc [8] i związek z objętością zamknięcia, mierzoną metodą wypłukiwania gazów techniką pojedynczego oddechu [25]. Ponowne otwarcie dróg oddechowych podczas oddychania objętością oddechową stanowi czynnik modulujący obturację dróg oddechowych u dorosłych chorych na astmę [26]. Zależności te mogą być nawet istotniejsze u dzieci, u których objętość zamknięcia i FRC są do siebie bardziej zbliżone.

Krótko- i długoterminowa zmienność oscylometrii u chorych na astmę

Krótkoterminowa zmienność oscylometrii (np. w ramach testu lub między sesjami w tym samym dniu) jest większa, niż obserwowana w przypadku spirometrii, zarówno u dzieci jak i u dorosłych [27, 28]. Ponieważ dla astmy charakterystyczna jest spontaniczna zmienność czynności płuc w czasie (tj. zmienna obturacja), większa zmienność wykryta przez oscylometrię może mieć ważne konsekwencje kliniczne. Que i wsp. wykazali większą zmienność Z_{rs} podczas pojedynczego 15-minutowego nagrania u dorosłych chorych na astmę, w porównaniu do zdrowych osób z grupy kontrolnej [29], a wyniki te zostały powtórzone w niektórych badaniach [30], ale nie w innych, jeśli zastosowano transformację logarytmiczną [31]. Veiga i wsp. [32] oraz Que i wsp. [29] wykazali, że zmienność ta jest proporcjonalna do stopnia niedrożności dróg oddechowych. Gonem i wsp. [30], używając pojedynczego zapisu 150-s oscylometrii, stwierdzili również wyższą zmienność R_{rs} i R_{rs5-20} u chorych na astmę, którzy wymagali

leczenia 4. i 5. stopnia według *Global Initiative for Asthma* (GINA) [33] oraz u chorych zagrożonych wystąpieniem zaostrzenia astmy.

Zmiany czynności płuc w dłuższym czasie (tj. w ciągu dni lub miesięcy) mogą również dostarczyć informacji na temat kontroli astmy. Wcześniejsze badania wykazały, że samodzielnie prowadzone, domowe monitorowanie funkcji płuc, za pomocą oscylometrii u dorosłych dostarczało dokładnych i powtarzalnych danych [34–36] oraz że do określenia zmienności z dnia na dzień można wykorzystać współczynnik zmienności lub zindywidualizowane odchylenie standardowe [28]. U dzieci w wieku szkolnym zmienność mierzonych przez 5 dni w pracowni badań czynnościowych R_{rs} i X_{rs} korelowała z kontrolą astmy [37]. Bardziej zaawansowane metody, jak monitoring domowy, mogą umożliwić bardziej adekwatne uchwycenie codziennej zmienności R_{rs} i X_{rs} . Takie analizy mogą pomóc przewidzieć ryzyko pogorszenia czynności płuc, a w konsekwencji potencjalnego zaostrzenia [38, 39]. Opisy przypadków dostarczają obiecujących dowodów na to, że codzienne pomiary oscylometryczne prowadzone w domu, pod nadzorem rodziców, mogą pomóc przewidzieć zaostrzenia u pacjentów pediatrycznych [40]. Ciągłe, domowe monitorowanie za pomocą oscylometrii, w celu oceny kontroli astmy i wykrywania zaostrzeń, było możliwe do wykonania i niezawodne także u dorosłych [39, 41]. Większą codzienną zmienność R_{rs} i X_{rs} zaobserwowano u osób z łagodną sporadyczną astmą vs. osoby zdrowe, w okresie kilku dni [28], a także do 6 miesięcy [42]. Zmienność pomiarów z dnia na dzień jest większa niż w przypadku FEV_1 [28, 43], co może odzwierciedlać aktywność choroby i podstawowe różnice fizjologiczne między oscylometrią a spirometrią [28, 43]. Obserwacje te pokazują znaczenie oscylometrii jako obiektywnego i czułego narzędzia do wykrywania kontroli i zaostrzeń astmy, a także klinicznego wyznacznika fenotypu zaostrzenia.

Przeciek do górnych dróg oddechowych podczas prób prowokacyjnych

Przeciek (ang. *shunt*, to zjawisko, w którym oscylacje nie przenikają w pełni do dolnych dróg oddechowych, ponieważ część powietrza pozostaje w górnych drogach oddechowych i nie przechodzi do obwodowych odcinków drzewa oskrzelowego; *przyp. tłumacza*) do górnych dróg oddechowych tłumia wzrost R_{rs} podczas prób prowokacyjnych, efekt zwiększa się wraz z większą impedancją płuc, na przykład w obecności

Tabela 1 Suplement. Opublikowane wartości referencyjne R_{rs} i Z_{rs} dla zdrowych dzieci i dorosłych.

Autor	Rok	N	Pochodzenie etniczne	Wiek (lata)	Urządzenie
Dzieci					
Przedszkolne					
Hellinckx [69]	1998	247	Cau	2–6	IOS
Malmberg [70]	2002	109	Cau	2–7	IOS
Shackleton [71]	2013	584	Mex	3–5	i2M
Er [72]	2019	151	Turcja	3–7	IOS
Duenas-Meza [73]	2019	96	Kolumbia	3–5	IOS
Dzieci starsze					
Frei [74]	2005	222	Cau	2–10	IOS
Ducharme [75]	2005	197	Cau	3–17	Custovit
Dencker [76]	2006	360	Cau	2–11	IOS
Amra [77]	2008	509	Iran	5–19	IOS
Vu [78]	2008	175	Viet	6–11	Custom
Nowowiejska [79]	2008	626	Cau	3–18	IOS
Hagiwara [80]	2013	537	Jpn	6–15	IOS
Calogero [81]	2013	760	Cau	2–13	i2M
Gochiocoa-Rangel [82]	2015	283	Mex	2–15	IOS
Kanokporn [83]	2017	233	Tajlandia	3–7	i2M
AlBlooshi	2018	291	UAE	4–12	tremoFlo
Dorośli					
Landser [84]	1982	407	Cau	–	Custom
Pasker [85]	1996	140	Cau	21–81	Custom
Guo [86]	2005	223	Cau	65–100	Oscilink
Shiota [87]	2005	299	Jpn	20–83	IOS
Brown [88]	2007	904	Cau	18–92	Custom
Newbury [89]	2008	125	Cau	25–74	IOS
Oostveen [90]	2013	368	Cau	18–24	multi*
Schulz [91]	2013	397	Cau	45–91	IOS
Abe [92]	2016	784	Jpn	46–90	MostGraph
Ribeiro [93]	2018	288	Braz	20–86	Custom
Moitra [94]	2020	191	Indie	18–88	IOS
De [95]	2020	253	Indie	18–81	IOS
Berger [96]	2021	439	Cau, Afrykańskie, Azjatyckie, Hiszpańskie	21–85	IOS

N — liczba badanych; Cau — pochodzenie kaukaskie; Mex — Meksykanie; Jpn — Japończycy; Viet — Wietnamczycy; UAE — Zjednoczone Emiraty Arabskie; *IOS, i2M, Oscilink, 2 zestawy samodzielnie wykonane. IOS: oscylometria impulsowa; Custom — samodzielnie wykonane

niedrożności dróg oddechowych lub u małych dzieci. Efekt ten można częściowo skompensować stosując hełmy (dostarczające oscylacji wokół głowy i szyi: *przytłumacza*) lub stosując dodatkowy parametr — A_{rs} (*admittance*), który stanowi odwrotność impedancji, tj. $1/Z_{rs}$, [44, 45]. A_{rs} reprezentuje przewodność przepływu dla całego układu oddechowego i odpowiada ściśle jego dominującemu składnikowi, przewodności oskrzeli zwłaszcza mierzonej z zastosowaniem

częstotliwości zbliżonych do częstotliwości rezonansu.

Domowe monitorowanie oscylometrii u pacjentów z POChP

Podobnie jak w przypadku astmy, możliwe jest domowe monitorowanie oscylometrii u pacjentów z POChP [34, 43, 46, 47] i jest wykonywane przy próbach wykrycia pogorszenia

Tabela 2 Suplement. Wartości progowe dla dodatniej próby rozkurczowej u zdrowych dzieci i dorosłych

Autor/rok	N	Wiek (lata)	Lek (dawka)	*Punkt odcięcia w oscylometrii
Helinckx 1998 [69]	228	3–7	Salbutamol (200 mcg)	R_{rs5} : -41%
Nielsen 2001 [97]	37	2–6	Terbutalina (500 mcg)	R_{rs5} : -29%, X_{rs5} : +42%
Malmberg 2002 [70]	89	2–7	Salbutamol (300 mcg)	R_{rs5} : -37%
Thamrin 2007 [98]	78	4–5	Salbutamol (600 mcg)	R_{rs6} : -42%, X_{rs6} : +61%
Oostveen 2010 [99]	144	4	Salbutamol (200 mcg)	R_{rs4} : -43%, A_X : -81%
Shin YH 2012 [100]	29	2–6	Salbutamol (400 mcg)	R_{rs5} : -19%, X_{rs5} : +24%
Calogero 2013 [81]	508	2–13	Salbutamol (200 mcg)	R_{rs6} : -32%, X_{rs6} : +65%, A_X : -81%
Houghton 2004 [101]	12	dorośli	Salbutamol (800 mcg)	R_{rs5} : -16%, X_{rs5} : +27%
Houghton 2005 [102]	12	dorośli	Ipratropium (200 mcg)	R_{rs5} : -23%, X_{rs5} : +19%
Ostveen 2013 [90]	368	dorośli	Salbutamol (400 mcg)	R_{rs5} : -32%, X_{rs} : +44%, A_X : -65%
Johansson 2021 [103]	1495	dorośli	Salbutamol (400 mcg)	R_{rs5} : -29%; X_{rs5} : +45%
Jetmalani 2021 [104]	577	dorośli	Salbutamol (200 mcg)	R_{rs6} : -30%, -1,42 z-scores; X_{rs6} : 0,57 cm H ₂ O/l/s, 1,36 z-scores

N — liczba osób, które otrzymały lek rozszerzający oskrzela

*Odpowiedź na lek rozszerzający oskrzela (przed/po) \times 100

stanu klinicznego u pacjentów zagrożonych wystąpieniem zaostrzenia [48]. Choć nie było różnicy w ogólnym ryzyku hospitalizacji w porównaniu ze zwykłą opieką, pacjenci z wcześniejszym wywiadem pobytów szpitalnych i (lub) ciężką postacią POChP odnosili korzyści z codziennego monitorowania oscylometrią, poprzez możliwość szybkiej interwencji klinicznej w przypadku wykrycia pogorszenia czynności płuc. Otwartą kwestią badawczą pozostaje pytanie, czy czułość i swoistość takiego postępowania można by poprawić poprzez uwzględnienie monitorowania objawów w tym procesie.

Zastosowanie oscylometrii w ustawieniu CPAP w obturacyjnym bezdechu sennym

W warunkach klinicznych, stosując oscylometrię do monitorowania odpowiedzi na CPAP w OBS, oscylacje należy dostarczać przez maskę nosową i układ rur, nie umieszczając czujników ciśnienia i przepływu bezpośrednio przy otworze górnych dróg oddechowych (tzn. nosie: *przyp. tłumacza*). Takie modyfikacje techniczne mogą wymagać dodatkowych kalibracji przetworników i korekcji danych w porównaniu z

konwencjonalną oscylometrią, w której sygnał oscylometryczny dostarczany jest do jamy ustnej u nieśpiących pacjentów [49, 50]. Co ciekawe, wykazano, że generowanie sygnałów oscylacyjnych w tej sytuacji klinicznej, nie wymaga specyficznego urządzenia dedykowanego wyłącznie dla pomiaru oscylacji u pacjentów z OBS, ponieważ urządzenie CPAP można łatwo zmodyfikować, umożliwiając pomiary oscylometryczne [51]. Ponieważ odpowiednio zastosowana oscylometria nie zakłóca snu i nie zmienia napięcia górnych dróg oddechowych [52], oscylometrię zaimplementowano do dostępnych na rynku urządzeń CPAP [53] w celu miareczkowania ciśnienia CPAP [54] zarówno ręcznie lub jako część zautomatyzowanego systemu kontroli [55].

Aspekty techniczne związane z oscylometrią u pacjentów wentylowanych mechanicznie

Pomiar impedancji przy niższych częstotliwościach oscylacji, obejmujących rutynowo ustawione w respiratorze częstości oddechów, zwykle wymaga przerwy we wspomaganiu wentylacji, pomimo prób oszacowania impedancji z analizy widmowej standardowych wykresów objętości

Tabela 3 Suplement. Badania porównujące wartości graniczne podczas testów prowokacji oskrzeli przy użyciu oscylometrii vs. spirometrii

Autor/Rok	Populacja	Urządzenie do Oscylometrii	Oscylometryczny punkt odcięcia
Badania dzieci			
Lebecque 1987 [105]	17 dzieci z AHR & 14 non-AHR	Oscillaire	50% wzrost R6 po histaminie
Bouaziz 1996 [106]	38 dzieci z astmą	Pulmosfor 4-32Hz or 6 & 12Hz	70% zmiana R12 i spadek X12o1 hPa s/l
Jee 2010 [107]	50 dzieci przedszkolnych z astmą & 41 dzieci z kaszlem	IOS	80% spadek X5 po metacholinie
Bailly 2011 [108]	227 dzieci z podejrzeniem astmy	IOS	50% spadek X5 po metacholinie
Schulze 2012 [109]	48 dzieci	IOS	45% wzrost R5 spadek X5 o 0,69 kPa s/l po metacholinie
Jara-Gutierrez 2018 [110]	190 dzieci	IOS	po metacholinie: 22% wzrost R _s , 41% spadek X _s , 82% wzrost AX Po mannitolu: 18% wzrost R5, 21% spadek X5, 40% wzrost AX; Po EVH: 23% wzrost R5, 29% spadek X5, 40% wzrost AX
Badania dorosłych			
van Noord 1989 [111]	53 dorosłych	sprzęt wykonany przez badaczy	47% wzrost R5 wykrycie 15% spadku FEV ₁ po histaminie
Pairon 1994 [112]	119 dorosłych z prawidłowym FEV ₁ z badań pracowniczych	sprzęt wykonany przez badaczy	65% wzrost R0 po methacholinie
Bohadana 1999 [113]	71 dorosłych z podejrzeniem astmy	Pulmosfor 4–32 Hz	0,060% wzrost Rmean (4–32 Hz)/μg karbachol (DRS) lub 0,066% wzrost R10/μg karbachol
McClellan 2011 [114]	52 astmatyków i 15 zdrowych dorosłych	sprzęt wykonany przez badaczy	27% spadek G _{rs6} lub spadek X6 o 0,93 cm-H2O s/l po mannitolu
Seccombe 2019 [115]	19 astmatyków i 10 osób kontrolnych	TremoFlo	27% wzrost R5 i 47% spadek X5 co odpowiada 10% spadku FEV ₁ po ćwiczeniach

AHR — nadreaktywność oskrzeli, EVH — hiperwentylacja

oddechowych [56, 57]. Alternatywnie, badane są wzmacnione widmowo sygnały oscylometryczne o takim kształcie, które umożliwiają przy niskich częstotliwościach oscylacji bardziej dokładny i wydajny pomiar impedancji u pacjentów wentylowanych [56, 58, 59]. Przy zastosowaniu niektórych takich sygnałów możliwe jest utrzymanie nieprzerwanej wymiany gazowej podczas pomiaru [60, 61]. Jeśli podczas pomiaru wymagany jest całkowity bezdech (w celu oceny Z_{rs} przy zastosowaniu oscylacji o niskiej częstotliwości), u pacjenta pod wpływem sedacji, można rozważyć blokadę nerwowo-mięśniową. Szczególnej uwagi wymaga oprzyrządowanie stosowane do pomiaru ciśnienia i przepływu w drogach oddechowych, ponieważ może ono łatwo ulec zanieczyszczeniu wydzielinami i przestać działać, zwłaszcza dotyczy to ekranów siateczkowych lub pneumo-

tachografów kapilarnych [62]. Jeżeli pomiary oscylometryczne wykonywane są przy różnych stężeniach tlenu w mieszaninie oddechowej lub lotnych środków znieczulających, może być wymagana kilkukrotna kalibracja czujnika przepływu, w celu uwzględnienia zmian gęstości lub lepkości gazu [63–65]. Przy pomiarze impedancji oddechowej u zaintubowanych pacjentów należy wziąć pod uwagę znaczny nieliniowy opór rurki dotchawiczej [66–68].

Piśmiennictwo

- Dellacà RL, Santus P, Aliverti A, et al. Detection of expiratory flow limitation in COPD using the forced oscillation technique. *Eur Respir J.* 2004; 23(2): 232–240. doi: [10.1183/09031936.04.00046804](https://doi.org/10.1183/09031936.04.00046804), indexed in Pubmed: [14979497](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/14979497/).
- Hantos Z. Intra-breath oscillometry for assessing respiratory outcomes. *Current Opinion in Physiology.* 2021; 22: 100441. doi: [10.1016/j.cophys.2021.05.004](https://doi.org/10.1016/j.cophys.2021.05.004).

3. Fisher AB, DuBois AB, Hyde RW. Evaluation of the forced oscillation technique for the determination of resistance to breathing. *J Clin Invest.* 1968; 47(9): 2045–2057, doi: [10.1172/JCI105890](https://doi.org/10.1172/JCI105890), indexed in Pubmed: [5675425](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/5675425/).
4. Marchal F, Loos N, Monin P, et al. Methacholine-induced volume dependence of respiratory resistance in preschool children. *Eur Respir J.* 1999; 14(5): 1167–1174, doi: [10.1183/09031936.99.14511679](https://doi.org/10.1183/09031936.99.14511679), indexed in Pubmed: [10596708](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/10596708/).
5. Kelly VJ, Brown NJ, Sands SA, et al. Effect of airway smooth muscle tone on airway distensibility measured by the forced oscillation technique in adults with asthma. *J Appl Physiol* (1985). 2012; 112(9): 1494–1503, doi: [10.1152/japplphysiol.01259.2011](https://doi.org/10.1152/japplphysiol.01259.2011), indexed in Pubmed: [22362406](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22362406/).
6. Mailhot-Larouche S, Lachance M, Bullone M, et al. Assessment of Airway Distensibility by the Forced Oscillation Technique: Reproducible and Potentially Simplifiable. *Front Physiol.* 2017; 8: 223, doi: [10.3389/fphys.2017.00223](https://doi.org/10.3389/fphys.2017.00223), indexed in Pubmed: [28446881](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28446881/).
7. Nilsen K, Gove K, Thien F, et al. Comparison of two methods of determining lung de-recruitment, using the forced oscillation technique. *Eur J Appl Physiol.* 2018; 118(10): 2213–2224, doi: [10.1007/s00421-018-3949-1](https://doi.org/10.1007/s00421-018-3949-1), indexed in Pubmed: [30062516](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30062516/).
8. Nilsen K, Thien F, Thamrin C, et al. Early onset of airway de-recruitment assessed using the forced oscillation technique in subjects with asthma. *J Appl Physiol* (1985). 2019; 126(5): 1399–1408, doi: [10.1152/japplphysiol.00534.2018](https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00534.2018), indexed in Pubmed: [30702975](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30702975/).
9. Hall GL, Hantos Z, Sly PD. Altered respiratory tissue mechanics in asymptomatic wheezy infants. *Am J Respir Crit Care Med.* 2001; 164(8 Pt 1): 1387–1391, doi: [10.1164/ajrccm.164.8.2012148](https://doi.org/10.1164/ajrccm.164.8.2012148), indexed in Pubmed: [11704583](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11704583/).
10. Hayden MJ, Petak F, Hantos Z, et al. Measurement of low-frequency respiratory impedance in infants. *Am J Respir Crit Care Med.* 1996; 154(1): 161–166, doi: [10.1164/ajrccm.154.1.8680673](https://doi.org/10.1164/ajrccm.154.1.8680673), indexed in Pubmed: [8680673](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/8680673/).
11. Hall GL, Hantos Z, Wildhaber JH, et al. Methacholine responsiveness in infants assessed with low frequency forced oscillation and forced expiration techniques. *Thorax.* 2001; 56(1): 42–47, doi: [10.1136/thorax.56.1.42](https://doi.org/10.1136/thorax.56.1.42), indexed in Pubmed: [11120903](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11120903/).
12. Hayden MJ, Petak F, Hantos Z, et al. Using low-frequency oscillation to detect bronchodilator responsiveness in infants. *Am J Respir Crit Care Med.* 1998; 157(2): 574–579, doi: [10.1164/ajrccm.157.2.9703089](https://doi.org/10.1164/ajrccm.157.2.9703089), indexed in Pubmed: [9476875](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9476875/).
13. Jackson AC, Neff KM, Dorkin HL, et al. Interpretation of respiratory input impedance in healthy infants. *Pediatr Pulmonol.* 1996; 22(6): 364–375, doi: [10.1002/\(SICI\)1099-0496\(199612\)22:6<364::AID-PPUL5>3.0.CO;2-J](https://doi.org/10.1002/(SICI)1099-0496(199612)22:6<364::AID-PPUL5>3.0.CO;2-J), indexed in Pubmed: [9016470](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9016470/).
14. Pillow JJ, Stocks J, Sly PD, et al. Partitioning of airway and parenchymal mechanics in unsedated newborn infants. *Pediatr Res.* 2005; 58(6): 1210–1215, doi: [10.1203/01.pdr.0000185273.86320.13](https://doi.org/10.1203/01.pdr.0000185273.86320.13), indexed in Pubmed: [16306195](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16306195/).
15. Frey U, Makkonen K, Wellman T, et al. Alterations in airway wall properties in infants with a history of wheezing disorders. *Am J Respir Crit Care Med.* 2000; 161(6): 1825–1829, doi: [10.1164/ajrccm.161.6.9812057](https://doi.org/10.1164/ajrccm.161.6.9812057), indexed in Pubmed: [10852752](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/10852752/).
16. Ward C, Johns DP, Bish R, et al. Reduced airway distensibility, fixed airflow limitation, and airway wall remodeling in asthma. *Am J Respir Crit Care Med.* 2001; 164(9): 1718–1721, doi: [10.1164/ajrccm.164.9.2102039](https://doi.org/10.1164/ajrccm.164.9.2102039), indexed in Pubmed: [11719315](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11719315/).
17. Jackson AC, Tennhoff W, Kraemer R, et al. Airway and tissue resistance in wheezy infants: effects of albuterol. *Am J Respir Crit Care Med.* 1999; 160(2): 557–563, doi: [10.1164/ajrccm.160.2.9808137](https://doi.org/10.1164/ajrccm.160.2.9808137), indexed in Pubmed: [10430728](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/10430728/).
18. Hantos Z, Czövek D, Gyurkovits Z, et al. Assessment of respiratory mechanics with forced oscillations in healthy newborns. *Pediatr Pulmonol.* 2015; 50(4): 344–352, doi: [10.1002/ppul.23103](https://doi.org/10.1002/ppul.23103), indexed in Pubmed: [25154334](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25154334/).
19. Gray D, Czövek D, Smith E, et al. Respiratory impedance in healthy unsedated South African infants: effects of maternal smoking. *Respirology.* 2015; 20(3): 467–473, doi: [10.1111/resp.12463](https://doi.org/10.1111/resp.12463), indexed in Pubmed: [25581268](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/25581268/).
20. Gray D, Willemse L, Visagie A, et al. Determinants of early-life lung function in African infants. *Thorax.* 2017; 72(5): 445–450, doi: [10.1136/thoraxjnl-2015-207401](https://doi.org/10.1136/thoraxjnl-2015-207401), indexed in Pubmed: [27856821](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27856821/).
21. Gray DM, Czovek D, McMillan L, et al. Intra-breath measures of respiratory mechanics in healthy African infants detect risk of respiratory illness in early life. *Eur Respir J.* 2019; 53(2), doi: [10.1183/13993003.00998-2018](https://doi.org/10.1183/13993003.00998-2018), indexed in Pubmed: [30464010](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30464010/).
22. Sly PD, Hantos Z. INCIRCLE Clinical Research Collaboration. The International Collaboration to Improve Respiratory Health in Children (INCIRCLE) ERS Clinical Research Collaboration. *Eur Respir J.* 2018; 52(6), doi: [10.1183/13993003.01867-2018](https://doi.org/10.1183/13993003.01867-2018), indexed in Pubmed: [30545960](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30545960/).
23. van den Elshout FJ, van de Woestijne KP, Folgering HT. Variations of respiratory impedance with lung volume in bronchial hyperreactivity. *Chest.* 1990; 98(2): 358–364, doi: [10.1378/chest.98.2.358](https://doi.org/10.1378/chest.98.2.358), indexed in Pubmed: [2376168](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/2376168/).
24. Kelly VJ, Sands SA, Harris RS, et al. Respiratory system reactance is an independent determinant of asthma control. *J Appl Physiol* (1985). 2013; 115(9): 1360–1369, doi: [10.1152/japplphysiol.00093.2013](https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00093.2013), indexed in Pubmed: [23990243](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23990243/).
25. Veneroni C, Van Muylem A, Malinovsky A, et al. Closing volume detection by single-breath gas washout and forced oscillation technique. *J Appl Physiol* (1985). 2021; 130(4): 903–913, doi: [10.1152/japplphysiol.00440.2020](https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00440.2020), indexed in Pubmed: [33475458](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/33475458/).
26. Jackson AC, Murphy MM, Rassulo J, et al. Deep breath reversal and exponential return of methacholine-induced obstruction in asthmatic and nonasthmatic subjects. *J Appl Physiol* (1985). 2004; 96(1): 137–142, doi: [10.1152/japplphysiol.00504.2003](https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00504.2003), indexed in Pubmed: [14660493](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/14660493/).
27. Goldman MD, Carter R, Klein R, et al. Within- and between-day variability of respiratory impedance, using impulse oscillometry in adolescent asthmatics. *Pediatr Pulmonol.* 2002; 34(4): 312–319, doi: [10.1002/ppul.10168](https://doi.org/10.1002/ppul.10168), indexed in Pubmed: [12205573](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12205573/).
28. Timmins SC, Coatsworth N, Palnitkar G, et al. Day-to-day variability of oscillatory impedance and spirometry in asthma and COPD. *Respir Physiol Neurobiol.* 2013; 185(2): 416–424, doi: [10.1016/j.resp.2012.08.017](https://doi.org/10.1016/j.resp.2012.08.017), indexed in Pubmed: [22960661](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22960661/).
29. Que CL, Kenyon CM, Olivenstein R, et al. Homeokinetics and short-term variability of human airway caliber. *J Appl Physiol* (1985). 2001; 91(3): 1131–1141, doi: [10.1152/jap-2001.91.3.1131](https://doi.org/10.1152/jap-2001.91.3.1131), indexed in Pubmed: [11509508](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11509508/).
30. Gonem S, Umar I, Burke D, et al. Airway impedance entropy and exacerbations in severe asthma. *Eur Respir J.* 2012; 40(5): 1156–1163, doi: [10.1183/09031936.00228611](https://doi.org/10.1183/09031936.00228611), indexed in Pubmed: [22408208](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22408208/).
31. Diba C, Salome CM, Reddel HK, et al. Short-term variability of airway caliber—a marker of asthma? *J Appl Physiol* (1985). 2007; 103(1): 296–304, doi: [10.1152/japplphysiol.00420.2006](https://doi.org/10.1152/japplphysiol.00420.2006), indexed in Pubmed: [17478606](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/17478606/).
32. Veiga J, Lopes AJ, Jansen JM, et al. Fluctuation analysis of respiratory impedance waveform in asthmatic patients: effect of airway obstruction. *Med Biol Eng Comput.* 2012; 50(12): 1249–1259, doi: [10.1007/s11517-012-0957-x](https://doi.org/10.1007/s11517-012-0957-x), indexed in Pubmed: [23011080](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23011080/).
33. Global Strategy for Asthma Management and Prevention (2017update). 2017. www.ginasthma.org/Af.
34. Dellacà RL, Gobbi A, Pastena M, et al. Home monitoring of within-breath respiratory mechanics by a simple and automatic forced oscillation technique device. *Physiol Meas.* 2010; 31(4): N11–N24, doi: [10.1088/0967-3334/31/4/N01](https://doi.org/10.1088/0967-3334/31/4/N01), indexed in Pubmed: [20182000](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20182000/).
35. Rigau J, Burgos F, Hernández C, et al. Unsupervised self-testing of airway obstruction by forced oscillation at the patient's home. *Eur Respir J.* 2003; 22(4): 668–671, doi: [10.1183/09031936.03.00010303](https://doi.org/10.1183/09031936.03.00010303), indexed in Pubmed: [14582922](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/14582922/).
36. Rigau J, Farré R, Roca J, et al. A portable forced oscillation device for respiratory home monitoring. *Eur Respir J.* 2002; 19(1): 146–150, doi: [10.1183/09031936.02.00642001](https://doi.org/10.1183/09031936.02.00642001), indexed in Pubmed: [11843313](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11843313/).
37. Robinson PD, Brown NJ, Turner M, et al. Increased day-to-day variability of forced oscillatory resistance in poorly controlled

- or persistent pediatric asthma. *Chest*. 2014; 146(4): 974–981, doi: [10.1378/chest.14-0288](https://doi.org/10.1378/chest.14-0288), indexed in Pubmed: [24991854](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24991854/).
38. Gobbi A, Dellacà RL, King G, et al. Toward Predicting Individual Risk in Asthma Using Daily Home Monitoring of Resistance. *Am J Respir Crit Care Med*. 2017; 195(2): 265–267, doi: [10.1164/rccm.201603-0537LE](https://doi.org/10.1164/rccm.201603-0537LE), indexed in Pubmed: [28084825](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28084825/).
 39. Gulotta C, Suki B, Brusasco V, et al. Monitoring the temporal changes of respiratory resistance: a novel test for the management of asthma. *Am J Respir Crit Care Med*. 2012; 185(12): 1330–1331, doi: [10.1164/ajrccm.185.12.1330](https://doi.org/10.1164/ajrccm.185.12.1330), indexed in Pubmed: [22707741](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22707741/).
 40. Wong A, Hardaker K, Field P, et al. Home-based Forced Oscillation Technique Day-to-Day Variability in Pediatric Asthma. *Am J Respir Crit Care Med*. 2019; 199(9): 1156–1160, doi: [10.1164/rccm.201809-1659LE](https://doi.org/10.1164/rccm.201809-1659LE), indexed in Pubmed: [30822109](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30822109/).
 41. Dellacà RL, Gobbi A, Pastena M, et al. Home monitoring of within-breath respiratory mechanics by a simple and automatic forced oscillation technique device. *Physiol Meas*. 2010; 31(4): N11–N24, doi: [10.1088/0967-3334/31/4/N01](https://doi.org/10.1088/0967-3334/31/4/N01), indexed in Pubmed: [20182000](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20182000/).
 42. Gobbi A, Gulotta C, Suki B, et al. Monitoring of respiratory resistance in the diagnosis of mild intermittent asthma. *Clin Exp Allergy*. 2019; 49(6): 921–923, doi: [10.1111/cea.13376](https://doi.org/10.1111/cea.13376), indexed in Pubmed: [30801802](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/30801802/).
 43. Timmins SC, Diba C, Schoeffel RE, et al. Changes in oscillatory impedance and nitrogen washout with combination fluticasone/salmeterol therapy in COPD. *Respir Med*. 2014; 108(2): 344–350, doi: [10.1016/j.rmed.2013.10.004](https://doi.org/10.1016/j.rmed.2013.10.004), indexed in Pubmed: [24144670](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24144670/).
 44. Farré R, Rotger M, Marchal F, et al. Assessment of bronchial reactivity by forced oscillation admittance avoids the upper airway artefact. *Eur Respir J*. 1999; 13(4): 761–766, doi: [10.1034/j.1399-3003.1999.13d11.x](https://doi.org/10.1034/j.1399-3003.1999.13d11.x), indexed in Pubmed: [10362037](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/10362037/).
 45. Simpson SJ, Straszek SP, Sly PD, et al. Clinical investigation of respiratory system admittance in preschool children. *Pediatr Pulmonol*. 2012; 47(1): 53–58, doi: [10.1002/ppul.21515](https://doi.org/10.1002/ppul.21515), indexed in Pubmed: [21830313](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21830313/).
 46. Zimmermann SC, Huvanandana J, Nguyen CD, et al. Day-to-day variability of forced oscillatory mechanics for early detection of acute exacerbations in COPD. *Eur Respir J*. 2020; 56(3), doi: [10.1183/13993003.01739-2019](https://doi.org/10.1183/13993003.01739-2019), indexed in Pubmed: [32430416](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32430416/).
 47. Timmins SC, Diba C, Thamrin C, et al. The feasibility of home monitoring of impedance with the forced oscillation technique in chronic obstructive pulmonary disease subjects. *Physiol Meas*. 2013; 34(1): 67–81, doi: [10.1088/0967-3334/34/1/67](https://doi.org/10.1088/0967-3334/34/1/67), indexed in Pubmed: [23248176](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23248176/).
 48. Walker PP, Pompilio PP, Zanaboni P, et al. Telemonitoring in Chronic Obstructive Pulmonary Disease (CHROMED). A Randomized Clinical Trial. *Am J Respir Crit Care Med*. 2018; 198(5): 620–628, doi: [10.1164/rccm.201712-2404OC](https://doi.org/10.1164/rccm.201712-2404OC), indexed in Pubmed: [29557669](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29557669/).
 49. Farré R, Rigau J, Montserrat JM, et al. Evaluation of a simplified oscillation technique for assessing airway obstruction in sleep apnoea. *Eur Respir J*. 2001; 17(3): 456–461, doi: [10.1183/09031936.01.17304560](https://doi.org/10.1183/09031936.01.17304560), indexed in Pubmed: [11405525](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11405525/).
 50. Navajas D, Duvivier C, Farré R, et al. A simplified method for monitoring respiratory impedance during continuous positive airway pressure. *Eur Respir J*. 2000; 15(1): 185–191, doi: [10.1183/09031936.00.15118500](https://doi.org/10.1183/09031936.00.15118500), indexed in Pubmed: [10678644](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/10678644/).
 51. Farré R, Rotger M, Montserrat JM, et al. A system to generate simultaneous forced oscillation and continuous positive airway pressure. *Eur Respir J*. 1997; 10(6): 1349–1353, doi: [10.1183/09031936.97.10061349](https://doi.org/10.1183/09031936.97.10061349), indexed in Pubmed: [9192942](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9192942/).
 52. Badia JR, Farré R, Rigau J, et al. Forced oscillation technique for the evaluation of severe sleep apnoea/hypopnoea syndrome: a pilot study. *Eur Respir J*. 1998; 11(5): 1128–1134, doi: [10.1183/09031936.98.11051128](https://doi.org/10.1183/09031936.98.11051128), indexed in Pubmed: [9648967](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9648967/).
 53. Rigau J, Montserrat JM, Wöhrle H, et al. Bench model to simulate upper airway obstruction for analyzing automatic continuous positive airway pressure devices. *Chest*. 2006; 130(2): 350–361, doi: [10.1378/chest.130.2.350](https://doi.org/10.1378/chest.130.2.350), indexed in Pubmed: [16899832](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16899832/).
 54. Galetke W, Randerath WJ, Stieglitz S, et al. Comparison of manual titration and automatic titration based on forced oscillation technique, flow and snoring in obstructive sleep apnea. *Sleep Med*. 2009; 10(3): 337–343, doi: [10.1016/j.sleep.2008.03.007](https://doi.org/10.1016/j.sleep.2008.03.007), indexed in Pubmed: [18650127](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/18650127/).
 55. Herkenrath SD, Treml M, Anduleit N, et al. Extended evaluation of the efficacy of a proactive forced oscillation technique-based auto-CPAP algorithm. *Sleep Breath*. 2020; 24(3): 825–833, doi: [10.1007/s11325-019-01901-8](https://doi.org/10.1007/s11325-019-01901-8), indexed in Pubmed: [31388800](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31388800/).
 56. Lutchen KR, Kaczka DW, Suki B, et al. Low-frequency respiratory mechanics using ventilator-driven forced oscillations. *J Appl Physiol* (1985). 1993; 75(6): 2549–2560, doi: [10.1152/jappl.1993.75.6.2549](https://doi.org/10.1152/jappl.1993.75.6.2549), indexed in Pubmed: [8125874](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/8125874/).
 57. Barbini P, Cevenini G, Lutchen KR, et al. Estimating respiratory mechanical parameters of ventilated patients: a critical study in the routine intensive-care unit. *Med Biol Eng Comput*. 1994; 32(2): 153–160, doi: [10.1007/BF02518912](https://doi.org/10.1007/BF02518912), indexed in Pubmed: [8022211](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/8022211/).
 58. Lutchen KR. Optimal selection of frequencies for estimating parameters from respiratory impedance data. *IEEE Trans Biomed Eng*. 1988; 35(8): 607–617, doi: [10.1109/10.4593](https://doi.org/10.1109/10.4593), indexed in Pubmed: [3169811](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/3169811/).
 59. Suki B, Lutchen KR. Pseudorandom signals to estimate apparent transfer and coherence functions of nonlinear systems: applications to respiratory mechanics. *IEEE Trans Biomed Eng*. 1992; 39(11): 1142–1151, doi: [10.1109/10.168693](https://doi.org/10.1109/10.168693), indexed in Pubmed: [1487277](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/1487277/).
 60. Kaczka DW, Ingenito EP, Lutchen KR. Technique to determine inspiratory impedance during mechanical ventilation: implications for flow limited patients. *Ann Biomed Eng*. 1999; 27(3): 340–355, doi: [10.1114/1.146](https://doi.org/10.1114/1.146), indexed in Pubmed: [10374726](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/10374726/).
 61. Kaczka DW, Herrmann J, Zonneveld CE, et al. Multifrequency Oscillatory Ventilation in the Premature Lung: Effects on Gas Exchange, Mechanics, and Ventilation Distribution. *Anesthesiology*. 2015; 123(6): 1394–1403, doi: [10.1097/ALN.0000000000000898](https://doi.org/10.1097/ALN.0000000000000898), indexed in Pubmed: [26495977](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/26495977/).
 62. Al-Alwan A, Bates JHT, Chapman DG, et al. The nonallergic asthma of obesity. A matter of distal lung compliance. *Am J Respir Crit Care Med*. 2014; 189(12): 1494–1502, doi: [10.1164/rccm.201401-0178OC](https://doi.org/10.1164/rccm.201401-0178OC), indexed in Pubmed: [24821412](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/24821412/).
 63. Turner MJ, MacLeod IM, Rothberg AD. Calibration of Fleisch and screen pneumotachographs for use with various oxygen concentrations. *Med Biol Eng Comput*. 1990; 28(2): 200–204, doi: [10.1007/BF02441780](https://doi.org/10.1007/BF02441780), indexed in Pubmed: [2376998](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/2376998/).
 64. Habre W, Asztalos T, Sly PD, et al. Viscosity and density of common anaesthetic gases: implications for flow measurements. *Br J Anaesth*. 2001; 87(4): 602–607, doi: [10.1093/bja/87.4.602](https://doi.org/10.1093/bja/87.4.602), indexed in Pubmed: [11878731](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/11878731/).
 65. Mondoñedo JR, Herrmann J, McNeil JS, et al. Comparison of pneumotachography and anemometry for flow measurement during mechanical ventilation with volatile anesthetics. *J Clin Monit Comput*. 2017; 31(6): 1263–1271, doi: [10.1007/s10877-016-9956-z](https://doi.org/10.1007/s10877-016-9956-z), indexed in Pubmed: [27844299](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/27844299/).
 66. Navajas D, Farré R, Rotger M, et al. Recording pressure at the distal end of the endotracheal tube to measure respiratory impedance. *Eur Respir J*. 1989; 2(2): 178–184, indexed in Pubmed: [2522896](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/2522896/).
 67. Navalesi P, Hernandez P, Laporta D, et al. Influence of site of tracheal pressure measurement on in situ estimation of endotracheal tube resistance. *J Appl Physiol* (1985). 1994; 77(6): 2899–2906, doi: [10.1152/jappl.1994.77.6.2899](https://doi.org/10.1152/jappl.1994.77.6.2899), indexed in Pubmed: [7896638](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/7896638/).
 68. Sly PD, Brown KA, Bates JH, et al. Noninvasive determination of respiratory mechanics during mechanical ventilation of neonates: a review of current and future techniques. *Pediatr Pulmonol*. 1988; 4(1): 39–47, doi: [10.1002/ppul.1950040109](https://doi.org/10.1002/ppul.1950040109), indexed in Pubmed: [3278288](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/3278288/).
 69. Hellinckx J, De Boeck K, Bande-Knops J, et al. Bronchodilator response in 3–6.5 years old healthy and stable asthmatic children. *Eur Respir J*. 1998; 12(2): 438–443, doi: [10.1183/09031936.98.12020438](https://doi.org/10.1183/09031936.98.12020438), indexed in Pubmed: [9727798](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/9727798/).

70. Malmberg LP, Pelkonen A, Poussa T, et al. Determinants of respiratory system input impedance and bronchodilator response in healthy Finnish preschool children. *Clin Physiol Funct Imaging*. 2002; 22(1): 64–71, indexed in Pubmed: [12003103](#).
71. Shackleton C, Barraza-Villarreal A, Chen L, et al. Reference ranges for Mexican preschool-aged children using the forced oscillation technique. *Arch Bronconeumol*. 2013; 49(8): 326–329, doi: [10.1016/j.arbres.2013.01.014](#), indexed in Pubmed: [23587799](#).
72. Er İ, Günlemez A, Baydemir C, et al. Impulse oscillometry reference values and correlation with predictors in Turkish preschool children. *Turk J Pediatr*. 2019; 61(4): 560–567, doi: [10.24953/turkjped.2019.04.013](#), indexed in Pubmed: [31990474](#).
73. Duenas-Meza E, Correa E, López E, et al. Impulse oscillometry reference values and bronchodilator response in three- to five-year old children living at high altitude. *J Asthma Allergy*. 2019; 12: 263–271, doi: [10.2147/JAA.S214297](#), indexed in Pubmed: [31571933](#).
74. Frei J, Jutla J, Kramer G, et al. Impulse oscillometry: reference values in children 100 to 150 cm in height and 3 to 10 years of age. *Chest*. 2005; 128(3): 1266–1273, doi: [10.1378/chest.128.3.1266](#), indexed in Pubmed: [16162717](#).
75. Ducharme FM, Davis GM, Ducharme GR. Pediatric reference values for respiratory resistance measured by forced oscillation. *Chest*. 1998; 113(5): 1322–1328, doi: [10.1378/chest.113.5.1322](#), indexed in Pubmed: [9596314](#).
76. Dencker M, Malmberg LP, Valind S, et al. Reference values for respiratory system impedance by using impulse oscillometry in children aged 2-11 years. *Clin Physiol Funct Imaging*. 2006; 26(4): 247–250, doi: [10.1111/j.1475-097X.2006.00682.x](#), indexed in Pubmed: [16836699](#).
77. Amra B, Soltaninejad F, Golshan M. Respiratory resistance by impulse oscillometry in healthy Iranian children aged 5-19 years. *Iran J Allergy Asthma Immunol*. 2008; 7(1): 25–29, indexed in Pubmed: [18322309](#).
78. Vu LTT, Demoulin B, Nguyen YT, et al. Respiratory impedance and response to salbutamol in healthy Vietnamese children. *Pediatr Pulmonol*. 2008; 43(10): 1013–1019, doi: [10.1002/ppul.20904](#), indexed in Pubmed: [18785258](#).
79. Nowowiejska B, Tomalak W, Radliński J, et al. Transient reference values for impulse oscillometry for children aged 3-18 years. *Pediatr Pulmonol*. 2008; 43(12): 1193–1197, doi: [10.1002/ppul.20926](#), indexed in Pubmed: [18988256](#).
80. Hagiwara S, Mochizuki H, Muramatsu R, et al. Reference values for Japanese children's respiratory resistance using the LMS method. *Allergol Int*. 2014; 63(1): 113–119, doi: [10.2332/allergolint.13-OA-0591](#), indexed in Pubmed: [24569154](#).
81. Calogero C, Simpson SJ, Lombardi E, et al. Respiratory impedance and bronchodilator responsiveness in healthy children aged 2-13 years. *Pediatr Pulmonol*. 2013; 48(7): 707–715, doi: [10.1002/ppul.22699](#), indexed in Pubmed: [23169525](#).
82. Gochicoa-Rangel L, Torre-Bouscoulet L, Martínez-Briseño D, et al. Values of impulse oscillometry in healthy Mexican children and adolescents. *Respir Care*. 2015; 60(1): 119–127, doi: [10.4187/respcare.03374](#), indexed in Pubmed: [25336530](#).
83. Kanokporn U, Wichuta S, Akarin N, et al. Respiratory Impedance Reference Values for Forced Oscillation Technique Predicted by Arm Span and Height in Thai Preschool Children. *Pediatric Allergy, Immunology, and Pulmonology*. 2017; 30(2): 97–102, doi: [10.1089/ped.2017.0747](#).
84. Ländsér FJ, Clément J, Van de Woestijne KP. Normal values of total respiratory resistance and reactance determined by forced oscillations: influence of smoking. *Chest*. 1982; 81(5): 586–591, doi: [10.1378/chest.81.5.586](#), indexed in Pubmed: [7075278](#).
85. Pasker HG, Schepers R, Clément J, et al. Total respiratory impedance measured by means of the forced oscillation technique in subjects with and without respiratory complaints. *Eur Respir J*. 1996; 9(1): 131–139, doi: [10.1183/09031936.96.09010132](#), indexed in Pubmed: [8834346](#).
86. Guo YF, Herrmann F, Michel JP, et al. Normal values for respiratory resistance using forced oscillation in subjects >65 years old. *Eur Respir J*. 2005; 26(4): 602–608, doi: [10.1183/09031936.05.00010405](#), indexed in Pubmed: [16204589](#).
87. Shiota S, Katoh M, Fujii M, et al. Predictive equations and the reliability of the impulse oscillatory system in Japanese adult subjects. *Respirology*. 2005; 10(3): 310–315, doi: [10.1111/j.1440-1843.2005.00703.x](#), indexed in Pubmed: [15955143](#).
88. Brown NJ, Xuan W, Salome CM, et al. Reference equations for respiratory system resistance and reactance in adults. *Respir Physiol Neurobiol*. 2010; 172(3): 162–168, doi: [10.1016/j.resp.2010.05.013](#), indexed in Pubmed: [20478414](#).
89. Newbury W, Crockett A, Newbury J. A pilot study to evaluate Australian predictive equations for the impulse oscillometry system. *Respirology*. 2008; 13(7): 1070–1075, doi: [10.1111/j.1440-1843.2008.01375.x](#), indexed in Pubmed: [18699802](#).
90. Oostveen E, Boda K, van der Grinten CPM, et al. Respiratory impedance in healthy subjects: baseline values and bronchodilator response. *Eur Respir J*. 2013; 42(6): 1513–1523, doi: [10.1183/09031936.00126212](#), indexed in Pubmed: [23598954](#).
91. Schulz H, Flexeder C, Behr J, et al. KORA Study Group. Reference values of impulse oscillometric lung function indices in adults of advanced age. *PLoS One*. 2013; 8(5): e63366, doi: [10.1371/journal.pone.0063366](#), indexed in Pubmed: [23691036](#).
92. Abe Y, Shibata Y, Igarashi A, et al. Reference values of MostGraph measures for middle-aged and elderly Japanese individuals who participated in annual health checkups. *Respir Investig*. 2016; 54(3): 148–155, doi: [10.1016/j.resinv.2015.12.004](#), indexed in Pubmed: [27108009](#).
93. Ribeiro FC, Lopes AJ, Melo PL. Reference values for respiratory impedance measured by the forced oscillation technique in adult men and women. *Clin Respir J*. 2018; 12(6): 2126–2135, doi: [10.1111/crj.12783](#), indexed in Pubmed: [29470844](#).
94. Moitra S, Moitra S, Ghosh AK, et al. Reference values of impulse oscillometry (IOS) for healthy Indian adults. *Int J Tuberc Lung Dis*. 2020; 24(5): 536–539, doi: [10.5588/ijtld.19.0796](#), indexed in Pubmed: [32398207](#).
95. De S, Banerjee N, Kushwah GD, et al. Regression equations of respiratory impedance of Indian adults measured by forced oscillation technique. *Lung India*. 2020; 37(1): 30–36, doi: [10.4103/lungindia.lungindia_260_19](#), indexed in Pubmed: [31898618](#).
96. Berger KI, Wohlleb M, Goldring RM, et al. Respiratory impedance measured using impulse oscillometry in a healthy urban population. *ERJ Open Res*. 2021; 7(1), doi: [10.1183/23120541.00560-2020](#), indexed in Pubmed: [33816605](#).
97. Nielsen KG, Bisgaard H. Discriminative capacity of bronchodilator response measured with three different lung function techniques in asthmatic and healthy children aged 2 to 5 years. *Am J Respir Crit Care Med*. 2001; 164(4): 554–559, doi: [10.1164/ajrccm.164.4.2006119](#), indexed in Pubmed: [11520714](#).
98. Thamrin C, Gangell CL, Udomittipong K, et al. Assessment of bronchodilator responsiveness in preschool children using forced oscillations. *Thorax*. 2007; 62(9): 814–819, doi: [10.1136/thx.2006.071290](#), indexed in Pubmed: [17412777](#).
99. Oostveen E, Dom S, Desager K, et al. Lung function and bronchodilator response in 4-year-old children with different wheezing phenotypes. *Eur Respir J*. 2010; 35(4): 865–872, doi: [10.1183/09031936.00023409](#), indexed in Pubmed: [19926751](#).
100. Shin YHo, Jang SJ, Yoon JW, et al. Oscillometric and spirometric bronchodilator response in preschool children with and without asthma. *Can Respir J*. 2012; 19(4): 273–277, doi: [10.1155/2012/560323](#), indexed in Pubmed: [22891189](#).
101. Houghton CM, Woodcock AA, Singh D. A comparison of lung function methods for assessing dose-response effects of salbutamol. *Br J Clin Pharmacol*. 2004; 58(2): 134–141, doi: [10.1111/j.1365-2125.2004.02105.x](#), indexed in Pubmed: [15255795](#).
102. Houghton CM, Woodcock AA, Singh D. A comparison of plethysmography, spirometry and oscillometry for assessing the pulmonary effects of inhaled ipratropium bromide in healthy subjects and patients with asthma. *Br J Clin Pharmacol*. 2005; 59(2): 152–159, doi: [10.1111/j.1365-2125.2004.2262.x](#), indexed in Pubmed: [15676036](#).

103. Johansson H, Wollmer P, Sundström J, et al. Bronchodilator response in FOT parameters in middle-aged adults from SCAPIS: normal values and relationship to asthma and wheezing. *Eur Respir J*. 2021; 58(3), doi: [10.1183/13993003.00229-2021](https://doi.org/10.1183/13993003.00229-2021), indexed in Pubmed: [33958428](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/33958428/).
104. Jetmalani K, Brown NJ, Boustany C, et al. Normal limits for oscillometric bronchodilator responses and relationships with clinical factors. *ERJ Open Res*. 2021; 7(4), doi: [10.1183/23120541.00439-2021](https://doi.org/10.1183/23120541.00439-2021), indexed in Pubmed: [34761000](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34761000/).
105. Lebecque P, Spier S, Lapierre JG, et al. Histamine challenge test in children using forced oscillation to measure total respiratory resistance. *Chest*. 1987; 92(2): 313–318, doi: [10.1378/chest.92.2.313](https://doi.org/10.1378/chest.92.2.313), indexed in Pubmed: [3608602](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/3608602/).
106. Bouaziz N, Beyaert C, Gauthier R, et al. Respiratory system reactance as an indicator of the intrathoracic airway response to methacholine in children. *Pediatr Pulmonol*. 1996; 22(1): 7–13, doi: [10.1002/\(SICI\)1099-0496\(199607\)22:1<7::AID-P-PUL2>3.0.CO;2-P](https://doi.org/10.1002/(SICI)1099-0496(199607)22:1<7::AID-P-PUL2>3.0.CO;2-P), indexed in Pubmed: [8856798](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/8856798/).
107. Jee HMi, Kwak JiH, Jung DaW, et al. Useful parameters of bronchial hyperresponsiveness measured with an impulse oscillation technique in preschool children. *J Asthma*. 2010; 47(3): 227–232, doi: [10.3109/02770901003624259](https://doi.org/10.3109/02770901003624259), indexed in Pubmed: [20394507](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20394507/).
108. Bailly C, Crenesse D, Albertini M. Evaluation of impulse oscillometry during bronchial challenge testing in children. *Pediatr Pulmonol*. 2011; 46(12): 1209–1214, doi: [10.1002/ppul.21492](https://doi.org/10.1002/ppul.21492), indexed in Pubmed: [21634033](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21634033/).
109. Schulze J, Smith HJ, Fuchs J, et al. Methacholine challenge in young children as evaluated by spirometry and impulse oscillometry. *Respir Med*. 2012; 106(5): 627–634, doi: [10.1016/j.rmed.2012.01.007](https://doi.org/10.1016/j.rmed.2012.01.007), indexed in Pubmed: [22326606](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/22326606/).
110. Jara-Gutierrez P, Aguado E, Del Potro MG, et al. Comparison of impulse oscillometry and spirometry for detection of airway hyperresponsiveness to methacholine, mannitol, and eucapnic voluntary hyperventilation in children. *Pediatr Pulmonol*. 2019; 54(8): 1162–1172, doi: [10.1002/ppul.24409](https://doi.org/10.1002/ppul.24409), indexed in Pubmed: [31211519](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31211519/).
111. van Noord JA, Clement J, van de Woestijne KP, et al. Total respiratory resistance and reactance as a measurement of response to bronchial challenge with histamine. *Am Rev Respir Dis*. 1989; 139(4): 921–926, doi: [10.1164/ajrccm/139.4.921](https://doi.org/10.1164/ajrccm/139.4.921), indexed in Pubmed: [2930070](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/2930070/).
112. Pairon JC, Iwatsubo Y, Hubert C, et al. Measurement of bronchial responsiveness by forced oscillation technique in occupational epidemiology. *Eur Respir J*. 1994; 7(3): 484–489, doi: [10.1183/09031936.94.07030484](https://doi.org/10.1183/09031936.94.07030484), indexed in Pubmed: [8013606](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/8013606/).
113. Bohadana AB, Peslin R, Megherbi SE, et al. Dose-response slope of forced oscillation and forced expiratory parameters in bronchial challenge testing. *Eur Respir J*. 1999; 13(2): 295–300, doi: [10.1034/j.1399-3003.1999.13b13.x](https://doi.org/10.1034/j.1399-3003.1999.13b13.x), indexed in Pubmed: [10065671](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/10065671/).
114. McClean MA, Htun C, King GG, et al. Cut-points for response to mannitol challenges using the forced oscillation technique. *Respir Med*. 2011; 105(4): 533–540, doi: [10.1016/j.rmed.2010.10.013](https://doi.org/10.1016/j.rmed.2010.10.013), indexed in Pubmed: [21050738](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/21050738/).
115. Seccombe LM, Peters MJ, Buddle L, et al. Exercise-Induced Bronchoconstriction Identified Using the Forced Oscillation Technique. *Front Physiol*. 2019; 10: 1411, doi: [10.3389/fphys.2019.01411](https://doi.org/10.3389/fphys.2019.01411), indexed in Pubmed: [31803065](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/31803065/).