

Tomasz HERMANN*, Marian Witalis DOBRY*

PROBLEMY OCENY NARAŻENIA CZŁOWIEKA NA DRGANIA MIEJSCOWE W PRZYPADKU UŻYCIA RĘKAWIC I ZASTOSOWANIA METOD KONWENCJONALNEJ ORAZ ENERGETYCZNEJ

DOI: 10.21008/j.0239-9415.2018.078.03

W pracy przedstawiono porównanie wyników oceny narażenia człowieka na drgania miejscowe w przypadku zastosowania rękawic. Analizowany przypadek oceniono dwoma metodami, tzn. metodą konwencjonalną (z uwzględnieniem kryterialnego przyspieszenia drgań) i metodą energetyczną (wykorzystując wartości składników energii związanych z człowiekiem). Analizy przeprowadzono na podstawie wyników badań teoretycznych w systemie biodynamicznym człowiek – zmechanizowane narzędzie ręczne. W tym celu wykorzystano modele człowieka i rękawicy określone w normie ISO 10068:2012. Przeprowadzona analiza wykazała, że każda z metod daje inne wyniki oceny wpływu rękawic na ochronę człowieka. W artykule przedstawiono analityczne rezultaty i różnice w ocenie narażenia człowieka na drgania miejscowe otrzymane obiema metodami dla przykładowej sytuacji pracy operatora z wykorzystaniem zmechanizowanego narzędzia ręcznego.

Słowa kluczowe: system biomechaniczny, metoda energetyczna, rękawica

1. WPROWADZENIE

W środowisku pracy często występują czynniki szkodliwe, które mogą być niepożądanym skutkiem używania różnych maszyn. Do podstawowych czynników fizycznych, mających istotny wpływ na zdrowie operatora oraz komfort jego pracy, zalicza się drgania mechaniczne i hałas. Najczęściej ich powodem są przede wszystkim zmechanizowane narzędzia ręczne, które wprowadzono w celu zmechanizowania różnych prac (Mrukwa, 2002; Engel, 2010).

* Politechnika Poznańska, Wydział Budowy Maszyn i Zarządzania.

W narzędziach ręcznych na poziom hałasu oraz wartość drgań bezpośredni wpływ ma rodzaj zastosowanego napędu. Urządzenie zasilane silnikiem spalinywym będzie oddziaływać na człowieka inaczej niż narzędzia zasilane elektrycznie, hydraulicznie czy pneumatycznie. Kolejnym czynnikiem, który należy powiązać z powstaniem zakłóceń wibroakustycznych w narzędziach, jest rodzaj ruchu roboczego. Inaczej generowane są drgania w urządzeniach działających na zasadzie ruchu posuwisto-zwrotnego, np. w młotkach wyburzeniowych, ubijarkach formierskich niż w narzędziach działających na zasadzie ruchu obrotowego, takich jak: szlifierki i wiertarki (Harazin, 2004; Koradecka, 2008).

Drgania mechaniczne można klasyfikować również na wiele sposobów. Najczęściej dzielone są one ze względu na miejsce i drogę ich wnikania do organizmu człowieka. Pod tym względem wyróżnić można drgania o ogólnym działaniu na organizm człowieka, które przenoszone są na korpus przez nogi, miednicę, plecy lub boki tułowia. Drugim rodzajem są drgania miejscowe, w przypadku których energia z narzędzia pracy przekazywana jest do człowieka przez kończyny górne (Horst, 2004; Koradecka, 2008; Augustyńska, 2010).

Obecnie wiadomo, że długotrwałe przeciążenie organizmu człowieka drganiami może doprowadzić do rozwoju nieswoistego procesu chorobowego, zwanego zespołem wibracyjnym lub zespołem choroby wibracyjnej (Koradecka, 2008; Marek, 2009; Engel, 2010; Augustyńska, 2010). Pierwsze dokumenty, w których poruszono tę problematykę, zostały sporządzone już w XIX w. Dotyczą one zmian chorobowych u pracowników transportu, które w 1877 r. zostały zauważone przez Erismana. Kolejne znane badania pochodzą już z lat 1910–1911. Dokumenty te przedstawiają przypadłości pracowników kamieniołomów, którzy używali narzędzi udarowych. Badania te opublikował G. Loriga, który uważany jest za twórcę badań nad chorobą wibracyjną (Engel, 2010; Damijan, 2010).

Pojęcie samej choroby wibracyjnej zostało jednak wprowadzone dużo później, ponieważ dopiero w 1955 r. przez Andreevę-Galaninę (Engel, 2010). Fakt ten przyczynił się do przyjęcia przez wiele krajów zespołu tych zmian za chorobę zawodową (Kochański, 1976; Augustyńska, 2010). Do polskiego wykazu chorób zawodowych zespół wibracyjny został dodany w 1968 r. (Dziennik Ustaw, 1968; Koton, 2002) i przez wiele lat zajmował stałą, wysoką pozycję pod względem liczby wydawanych orzeczeń (Mulicka, 2008). Na podstawie danych statystycznych z lat 1995–2008 wynika, że jest to problem nadal aktualny. Co więcej, szacuje się, że liczba operatorów narażonych na szkodliwe działanie drgań mechanicznych zawiera się w przedziale 20–40 tysięcy osób (Harazin, 2002; Koradecka, 2008; Augustyńska, 2010).

Stanowisko pracy każdego operatora można ocenić pod względem stopnia narażenia na drgania mechaniczne. Metoda polega na dokonaniu pomiaru przyspieszeń drgań występujących na analizowanym stanowisku i porównaniu otrzymanej wartości z wartościami dopuszczalnymi. Podczas pomiaru mierzy się wartość skuteczną przyspieszeń drgań, która to skorygowana jest w dziedzinie częstotliwości. Wielkość ta, wyrażona w m/s^2 , określona zostaje na drodze eksperymentu i przy

zastosowaniu specjalnego miernika drgań z wbudowanymi filtrami korekcyjnymi. Aktualne, dokładne zasady oraz wytyczne do przeprowadzenia pomiarów zatwierdzone zostały w normach (PN-EN ISO 5349-1:2004; PN-EN ISO 5349-2:2004; PN-EN 14253:2008). Ponadto, zgodnie z rozporządzeniem ministra gospodarki i pracy, oprócz wartości granicznych do oceny drgań przyjęto również tzw. wartości progów działania. Po ich przekroczeniu pracodawca zobowiązany jest do podjęcia określonych w przepisach działań ograniczających drgania. W przypadku dziennej ekspozycji na drgania miejscowe wartość progów działania została ustalona na $2,5 \text{ m/s}^2$ (Koradecka, 2008; Augustyńska, 2010).

Do metod ochrony indywidualnej człowieka przed miejscowymi drganiami mechanicznymi zaliczyć można zastosowanie rękawic antywibracyjnych. Jest to jednak zagadnienie bardzo złożone, ponieważ podczas pracy znaczącej zmianie ulegają warunki eksploatacyjne takich ochron. Zmienna w czasie siła nacisku oraz jej rozkład na powierzchni kontaktu z rękojeścią narzędzia istotnie wpływa na skuteczność wprowadzenia rękawic. Niewłaściwie zaprojektowana rękawica może nie tylko nie zmniejszyć, a wprost przeciwnie zwiększyć amplitudy przyspieszeń drgań (Koradecka, 2008). Ponadto, skuteczność wprowadzenia rękawicy zależy od rodzaju użytego materiału (Chang, 1999) i typu wykonywanej czynności (Koton, 1999).

Ważnym problemem jest również modelowanie dynamiczne człowieka za pomocą modeli dyskretnych. W tym zakresie istotne znaczenie mają prace Griffina (1990), Meltzera (1981), Reynoldsa (1972), Donga (2007) i wielu innych badaczy (Dong, 2009; 2010; 2013). Rezultatem tych prac są modele dyskretnie, dynamiczne człowieka, które można obecnie wykorzystać do analizy wpływu drgań na organizm człowieka (Rakheja, 2002; ISO 10068:1998; ISO 10068:2012).

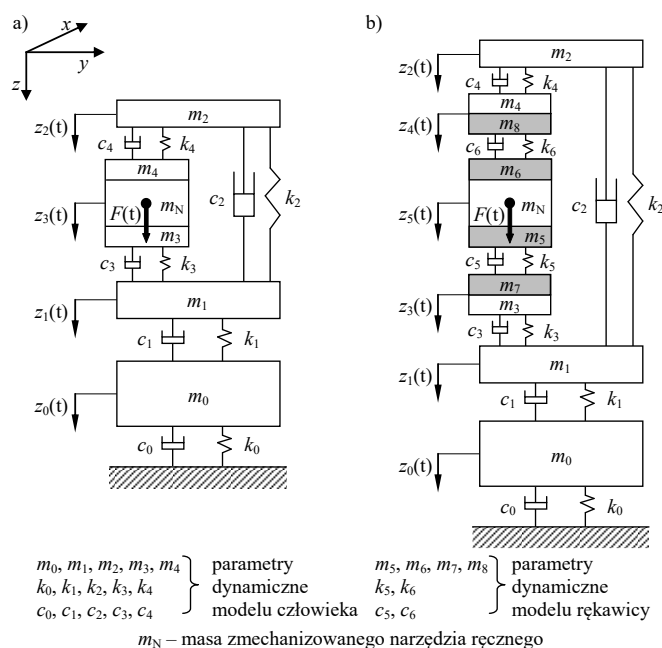
Natomiast celem pracy jest sprawdzenie, jaka różnica występuje w ocenie narażenia człowieka na drgania miejscowe między dwoma metodami, tzn. konwencjonalną (z uwzględnieniem kryterialnego przyspieszenia drgań) i energetyczną (na podstawie składników energii związanych z człowiekiem). Rezultatem badań jest przedstawiony dla obu metod wpływ częstotliwości roboczej narzędzia z zakresu $10\div 60 \text{ Hz}$ na krotność zmian dopuszczalnego czasu pracy narzędziem w przypadku pracy bez i z zastosowaniem rękawicy. Ponadto porównano także wyniki otrzymane dla każdej z metod.

2. METODA KONWENCJONALNA

W badaniach zastosowano modele dynamiczne człowieka oraz rękawicy z normy ISO 10068:2012. Modele te są modelami dyskretnymi, których podstawowe parametry dynamiczne, tj. m_i , k_i oraz c_i podano we wspomnianej normie.

Przeprowadzenie oceny porównawczej wpływu zastosowania rękawicy wymagało zbudowania modeli fizycznych systemów człowiek – zmechanizowane

narzędzie ręczne (C – ZNR). Modele systemów C – ZNR, przedstawione na rysunku 1, są rezultatem syntezy modeli fizycznych zawartych w normie (ISO 10068:2012) z modelem zmechanizowanego narzędzia ręcznego. W rozpatrywanym przypadku model narzędzia został ograniczony do jednej masy m_N i siły wymuszającej drgania $F(t)$.



Punkty redukcji:

$$m_R = m_3 + m_4 + m_N; \quad m_{3R} = m_3 + m_7; \quad m_{4R} = m_4 + m_8; \quad m_{RR} = m_5 + m_6 + m_N$$

Rys. 1. Modele fizyczne systemów człowiek – zmechanizowane narzędzie ręczne: a) model systemu bez rękawicy; b) model rozszerzony systemu z uwzględnieniem modelu rękawicy – szare masy (ISO 10068:2012)

W badaniach założono przypadek, w którym operator pracuje z użyciem szlifierki bez wibroizolacji uchwytów. Zatem do analizy przyjęto siłę wymuszającą ruch $F(t)$ o charakterze harmonicznym. Jest to typowa główna siła powstająca przy pracy takim narzędziem, która jest rezultatem nierównomiernego zużywania się tarczy i powstającego jej niewyważenia statycznego. W prezentowanym przypadku systemy biomechaniczne pobudzone do drgań sinusoidalną siłą zmienną o amplitudzie 115 N. Do badań przyjęto również masę narzędzia m_N wynoszącą 6 kg.

Wyznaczenie wartości przyspieszeń drgań wymagało utworzenia modeli matematycznych dla analizowanych systemów C – ZNR. Modele wyprowadzono, wykonując procedurę zrealizowaną na podstawie równań Lagrange'a II rodzaju. Budowę modeli matematycznych rozpoczęto od przyjęcia współrzędnych uogólnio-

nych. Dla modelu systemu C – ZNR bez rękawicy z normy (ISO 10068:2012), jako współrzędne uogólnione obrano (rys. 1a):

$$\begin{aligned} q_0 &= z_0(t) && \text{– przemieszczenie masy } m_0, \\ q_1 &= z_1(t) && \text{– przemieszczenie masy } m_1, \\ q_2 &= z_2(t) && \text{– przemieszczenie masy } m_2, \\ q_3 &= z_3(t) && \text{– przemieszczenie masy } m_R. \end{aligned}$$

W przypadku systemu C – ZNR rozszerzonego o rękawicę (rys. 1b), jako współrzędne uogólnione obrano:

$$\begin{aligned} q_0 &= z_0(t) && \text{– przemieszczenie masy } m_0, \\ q_1 &= z_1(t) && \text{– przemieszczenie masy } m_1, \\ q_2 &= z_2(t) && \text{– przemieszczenie masy } m_2, \\ q_3 &= z_3(t) && \text{– przemieszczenie masy } m_{3R}, \\ q_4 &= z_4(t) && \text{– przemieszczenie masy } m_{4R}, \\ q_5 &= z_5(t) && \text{– przemieszczenie masy } m_{RR}. \end{aligned}$$

Po przyjęciu współrzędnych uogólnionych wyprowadzono równania różniczkowe ruchu dla systemów C – ZNR. Dla modelu systemu, tj. człowieka pracującego bez rękawicy – rys. 1a, zbudowany model matematyczny ma postać:

$$\begin{aligned} m_0 \ddot{z}_0 + (c_0 + c_1) \dot{z}_0 + (k_0 + k_1) z_0 - c_1 \dot{z}_1 - k_1 z_1 &= 0 \\ m_1 \ddot{z}_1 + (c_1 + c_2 + c_3) \dot{z}_1 + (k_1 + k_2 + k_3) z_1 - c_1 \dot{z}_0 - k_1 z_0 - c_2 \dot{z}_2 - k_2 z_2 - c_3 \dot{z}_3 - k_3 z_3 &= 0 \\ m_2 \ddot{z}_2 + (c_2 + c_4) \dot{z}_2 + (k_2 + k_4) z_2 - c_2 \dot{z}_1 - k_2 z_1 - c_4 \dot{z}_3 - k_4 z_3 &= 0 \\ m_R \ddot{z}_3 + (c_3 + c_4) \dot{z}_3 + (k_3 + k_4) z_3 - c_4 \dot{z}_2 - k_4 z_2 - c_3 \dot{z}_1 - k_3 z_1 &= F(t) \end{aligned} \quad (1)$$

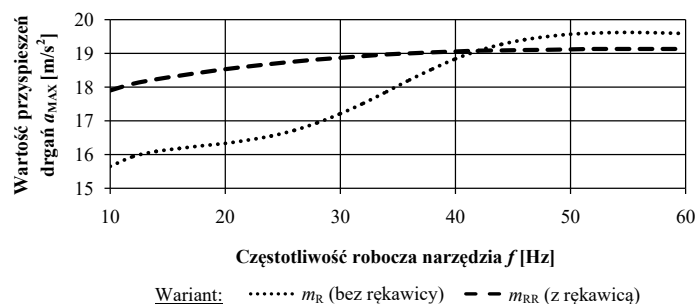
Natomiast model matematyczny dla modelu systemu C – ZNR rozszerzonego o rękawicę (rys. 1b) ma postać:

$$\begin{aligned} m_0 \ddot{z}_0 + (c_0 + c_1) \dot{z}_0 + (k_0 + k_1) z_0 - c_1 \dot{z}_1 - k_1 z_1 &= 0 \\ m_1 \ddot{z}_1 + (c_1 + c_2 + c_3) \dot{z}_1 + (k_1 + k_2 + k_3) z_1 - c_1 \dot{z}_0 - k_1 z_0 - c_2 \dot{z}_2 - k_2 z_2 - c_3 \dot{z}_3 - k_3 z_3 &= 0 \\ m_2 \ddot{z}_2 + (c_2 + c_4) \dot{z}_2 + (k_2 + k_4) z_2 - c_2 \dot{z}_1 - k_2 z_1 - c_4 \dot{z}_4 - k_4 z_4 &= 0 \\ m_{3R} \ddot{z}_3 + (c_3 + c_5) \dot{z}_3 + (k_3 + k_5) z_3 - c_3 \dot{z}_1 - k_3 z_1 - c_5 \dot{z}_5 - k_5 z_5 &= 0 \\ m_{4R} \ddot{z}_4 + (c_4 + c_6) \dot{z}_4 + (k_4 + k_6) z_4 - c_4 \dot{z}_2 - k_4 z_2 - c_6 \dot{z}_5 - k_6 z_5 &= 0 \\ m_{RR} \ddot{z}_5 + (c_5 + c_6) \dot{z}_5 + (k_5 + k_6) z_5 - c_5 \dot{z}_3 - k_5 z_3 - c_6 \dot{z}_4 - k_6 z_4 &= F(t) \end{aligned} \quad (2)$$

Równania różniczkowe ruchu (1) i (2) rozwiązano metodą symulacji cyfrowej dynamiki przeprowadzonej w środowisku MATLAB/simulink w czasie t symulacji wynoszącym 100 sekund. Do całkowania wykorzystano procedurę ode113 (Adams) z tolerancją wynoszącą 0,0001. Symulacje wykonano w opracowanym, oryginalnym programie, wprowadzając kroki całkowania wynoszące: maksymalny 0,0001 i minimalny 0,00001 sekundy. W ten sposób uzyskano wartości maksymal-

ne przyspieszeń drgań w ruchu ustalonym dla obu przypadków we wszystkich punktach redukcji. Obliczenia zrealizowano dla zakresu częstotliwości $10 \div 60$ Hz z krokiem 2 Hz.

Zastosowanie metody konwencjonalnej pozwala określić krotność zmian przyspieszeń między analizowanymi przypadkami oraz wyznaczyć wpływ wprowadzenia rękawicy. Wystarczy tylko porównać, jak zmienia się sygnał drganiowy otrzymany na narzędziu (rękojeści). W niniejszym przypadku do analizy należy wybrać i porównać wartości przyspieszeń drgań otrzymane dla masy wchodzącej w skład modelu narzędzia. Jest to masa m_N , która w równaniach (1) i (2) została uwzględniona w punktach redukcji: m_R (dla systemu C – ZNR bez rękawicy) i m_{RR} (dla systemu C – ZNR z uwzględnieniem rękawicy). Na rysunku 2 przedstawiono wartości przyspieszeń drgań rękojeści narzędzia dla obu analizowanych przypadków.



Rys. 2. Wartość maksymalna przyspieszeń drgań na narzędziu w zależności od częstotliwości roboczej narzędzia f

Warto zauważyć, że przy klasycznym podejściu amplitudowym do oceny wpływu zastosowania rękawicy, należy uwzględnić porównanie odpowiedzi układów na rękojeści narzędzia. Okazuje się, że zastosowanie rękawicy wpływa negatywnie na otrzymywaną wartość przyspieszeń drgań rękojeści w zakresie częstotliwości $10 \div 42$ Hz. Zatem w prezentowanej analizie występuje pewien problem.

Z rezultatów przedstawionych na rysunku 2 wynika, że wprowadzenie rękawicy zmienia warunki dynamiczne oddziaływania źródła drgań na człowieka, tzn. wpływa na amplitudy przyspieszenia drgań rękojeści, na której jest ono mierzone. Prowadzi to do błędnych interpretacji szkodliwości oddziaływania narzędzi, ponieważ zgodnie z normą mierzone są przyspieszenia drgań na rękojeści, a nie na styku człowieka z rękawicą. Fakt ten wiąże się również z błędną oceną wpływu rękawic na ochronę człowieka przed drganiami. W tym przypadku wprowadzenie rękawicy prowadzi do skrócenia czasu pracy narzędziem ze względu na fakt wzrostu wartości przyspieszeń drgań.

Wobec tego, rozważmy inny przypadek, korzystając z porównania wartości przyspieszeń drgań. Rozpatrzmy sytuację, w której wykorzystamy krzywe otrzymane

dla parametrów dynamicznych wchodzących w skład modelu człowieka i znajdujących się najbliżej narzędzia.

W modelu systemu C – ZNR bez rękawicy (rys. 1a) obie masy modelujące człowieka, tj. masa m_3 oraz m_4 zostały uwzględnione w jednym punkcie redukcji m_R . Wynika z tego, że dla tego przypadku do porównania wybierzemy krzywą, z której już korzystano – rys. 2 (wykropkowana krzywa).

Natomiast dla modelu systemu C – ZNR z uwzględnieniem rękawicy (rys. 1b) rozpatrywane masy wchodzące w skład modelu człowieka, tzn. masa m_3 i m_4 , zostały uwzględnione w dwóch innych i dalszych punktach redukcji, oznaczonych przez m_{3R} oraz m_{4R} . Wartości przyspieszeń drgań uzyskane w tych punktach redukcji są także inne. Pierwszym powodem są inne parametry dynamiczne wchodzące w skład samego modelu ciała człowieka. Fakt ten wynika np. z zastosowania różnych mas m_3 i m_4 , a także innych parametrów dynamicznych, które wprowadzono do zamodelowania połączeń z resztą modelu. Drugi powód to odmienne parametry dynamiczne w samym modelu rękawicy – szare masy na rysunku 1b (ISO 10068:2012). W takim razie wymienione czynniki mają wpływ na otrzymanie innych wartości maksymalnych przyspieszeń drgań w ruchu ustalonym na styku człowieka z rękawicą, czyli dla wspomnianych mas m_3 i m_4 .

W takim przypadku do analizy konieczny będzie wybór wyższych wartości przyspieszeń drgań, ponieważ jest to przypadek, w którym człowiek zostaje bardziej narażony na szkodliwe oddziaływanie drgań. W analizie uwzględnić należy wartości maksymalne przyspieszeń otrzymane dla masy m_4 w przypadku modelu systemu C – ZNR z użyciem rękawicy. Wynika to także bezpośrednio z proponowanej definicji krotności zmian, która jest niniejszej postaci:

$$a_{KR} = \frac{a_{MAX, M4}}{a_{MAX, M4+R}} \quad (3)$$

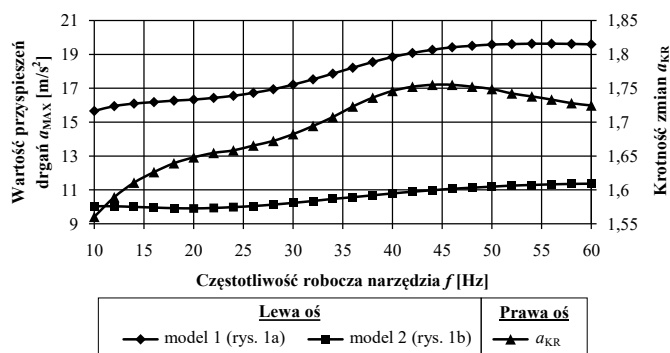
gdzie:

- $a_{MAX, M4}$ – wartość maksymalna przyspieszeń drgań dla masy m_4 dla modelu systemu C – ZNR bez rękawicy (rys. 1a) w $[m/s^2]$,
- $a_{MAX, M4+R}$ – wartość maksymalna przyspieszeń drgań dla masy m_4 dla modelu systemu C – ZNR z użyciem rękawicy (rys. 1b) w $[m/s^2]$.

Wybór niższych wartości przyspieszeń drgań otrzymanych dla masy m_3 przy tak przyjętej definicji wskaźnika krotności zmian wykazałby jeszcze wyższą skuteczność wprowadzenia rękawicy. Rysunek 3 przedstawia wyznaczoną krotność zmian a_{KR} oraz krzywe wykorzystane do jej wyznaczenia.

Wyznaczona przy pomocy wzoru (3) krotność zmian dla całego zakresu częstotliwości 10÷60 Hz jest większa od jedności, tzn. $a_{KR} > 1$. Oznacza to, że rękawica o parametrach dynamicznych podanych w normie ISO 10068:2012 zmniejsza przyspieszenia drgań na styku człowieka z rękawicą względem wartości otrzymanych w przypadku pracy bez rękawicy. W prezentowanym przypadku rękawica

ogranicza transmisję drgań i redukuje przyspieszenia drgań od 1,56- do 1,76-krotnie w badanym paśmie 10÷60 Hz.



Rys. 3. Wartości maksymalne przyspieszeń drgań w punkcie styku ręki z rękociągą i z rękawicą oraz krzywa krotności zmian a_{KR}

Na podstawie wartości maksymalnych amplitud przyspieszeń drgań w ruchu ustalonym możliwe jest również wyznaczenie krotności wydłużenia czasu pracy narzędziem w porównaniu do czasu pracy bez rękawicy. Celem przedstawionej w pracy analizy nie jest jednak przedstawienie wykresów dopuszczalnego czasu trwania narażenia przy pracy z określoną częstotliwością roboczą narzędzia. W prezentowanym przypadku skupiono się na krotności zwiększenia czasu pracy z narzędziem wibracyjnym dzięki zastosowaniu rękawicy, którą to określono wzorem:

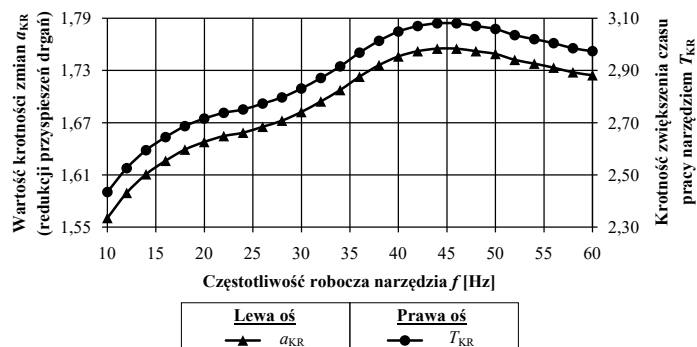
$$T_{KR} = \frac{T_{DOP-M4+R}}{T_{DOP-M4}} \quad (4)$$

gdzie:

- T_{DOP-M4} – dopuszczalny czas pracy narzędziem bez zastosowania rękawicy na podstawie wartości przyspieszeń drgań dla masy m_4 w [min],
- $T_{DOP-M4+R}$ – dopuszczalny czas pracy narzędziem przy zastosowaniu rękawicy na podstawie wartości przyspieszeń drgań dla masy m_4 w [min].

Rysunek 4 przedstawia krotność zwiększenia dopuszczalnego czasu pracy T_{KR} będącą efektem wprowadzenia rękawicy. Krzywą T_{KR} otrzymano bezpośrednio z krzywej krotności zmian a_{KR} , której to wartości wystarczy podnieść do kwadratu. Wynika to z uproszczeń, jakim ulegają wszystkie współczynniki oraz wartość dopuszczalna.

Warto przypomnieć, że uzyskana krotność zwiększenia dopuszczalnego czasu pracy T_{KR} nie została otrzymana w drodze klasycznego podejścia amplitudowego. W tym przypadku uwzględniono porównanie układów, co prawda z jednego punktu redukcji w każdym modelu, ale jednak inaczej zlokalizowanych.



Rys. 4. Krotność zwiększenia dopuszczalnego czasu pracy T_{KR} i krzywa krotności zmian a_{KR} w zależności od częstotliwości siły wymuszającej ruch (krok 2 Hz)

W tym przypadku efektem ostatecznym przedstawionej analizy jest wykazanie pozytywnego wpływu zastosowania rękawicy na zwiększenie czasu T_{KR} pracy narzędziem wibracyjnym. W prezentowanym przypadku czas pracy narzędziem wraz z zastosowaniem rękawicy wzrasta od 2,43- do 3,08-krotnie w zależności od częstotliwości roboczej narzędzia.

3. METODA ENERGETYCZNA

Analizę energetyczną rozpoczęto od wyprowadzenia energetycznych modeli matematycznych rozważanych systemów C – ZNR. Modele te zostały zbudowane na podstawie równań różniczkowych ruchu (1) i (2) z zastosowaniem pierwszej zasady rozdziału mocy w systemie mechanicznym. Zasada ta umożliwia przejście od znanej analizy dynamicznej do analizy energetycznej, która realizowana jest w dziedzinie mocy (Dobry, 1998; 2012).

Model energetyczny wyprowadzony dla systemu C – ZNR bez rękawicy, opisany równaniami mocy, jest postaci:

$$\begin{aligned}
 & m_0 \ddot{z}_0 \dot{z}_0 + (c_0 + c_1) \dot{z}_0^2 + (k_0 + k_1) z_0 \dot{z}_0 - c_1 \dot{z}_1 \dot{z}_0 - k_1 z_1 \dot{z}_0 = 0 \\
 & m_1 \ddot{z}_1 \dot{z}_1 + (c_1 + c_2 + c_3) \dot{z}_1^2 + (k_1 + k_2 + k_3) z_1 \dot{z}_1 - c_1 \dot{z}_0 \dot{z}_1 - k_1 z_0 \dot{z}_1 - c_2 \dot{z}_2 \dot{z}_1 - k_2 z_2 \dot{z}_1 \\
 & \quad - c_3 \dot{z}_3 \dot{z}_1 - k_3 z_3 \dot{z}_1 = 0 \\
 & m_2 \ddot{z}_2 \dot{z}_2 + (c_2 + c_4) \dot{z}_2^2 + (k_2 + k_4) z_2 \dot{z}_2 - c_2 \dot{z}_1 \dot{z}_2 - k_2 z_1 \dot{z}_2 - c_4 \dot{z}_3 \dot{z}_2 - k_4 z_3 \dot{z}_2 = 0 \\
 & m_R \ddot{z}_3 \dot{z}_3 + (c_3 + c_4) \dot{z}_3^2 + (k_3 + k_4) z_3 \dot{z}_3 - c_4 \dot{z}_2 \dot{z}_3 - k_4 z_2 \dot{z}_3 - c_3 \dot{z}_1 \dot{z}_3 - k_3 z_1 \dot{z}_3 = F(t) \dot{z}_3
 \end{aligned} \tag{5}$$

W przypadku drugiego systemu C – ZNR, w którym wykorzystano rękawicę (rys. 1b), otrzymano:

$$\begin{aligned}
& m_0 \ddot{z}_0 \dot{z}_0 + (c_0 + c_1) \dot{z}_0^2 + (k_0 + k_1) z_0 \dot{z}_0 - c_1 \dot{z}_1 \dot{z}_0 - k_1 z_1 \dot{z}_0 = 0 \\
& m_1 \ddot{z}_1 \dot{z}_1 + (c_1 + c_2 + c_3) \dot{z}_1^2 + (k_1 + k_2 + k_3) z_1 \dot{z}_1 - c_1 \dot{z}_0 \dot{z}_1 - k_1 z_0 \dot{z}_1 - c_2 \dot{z}_2 \dot{z}_1 - k_2 z_2 \dot{z}_1 \\
& \quad - c_3 \dot{z}_3 \dot{z}_1 - k_3 z_3 \dot{z}_1 = 0 \\
& m_2 \ddot{z}_2 \dot{z}_2 + (c_2 + c_4) \dot{z}_2^2 + (k_2 + k_4) z_2 \dot{z}_2 - c_2 \dot{z}_1 \dot{z}_2 - k_2 z_1 \dot{z}_2 - c_4 \dot{z}_4 \dot{z}_2 - k_4 z_4 \dot{z}_2 = 0 \quad (6) \\
& m_{3R} \ddot{z}_3 \dot{z}_3 + (c_3 + c_5) \dot{z}_3^2 + (k_3 + k_5) z_3 \dot{z}_3 - c_3 \dot{z}_1 \dot{z}_3 - k_3 z_1 \dot{z}_3 - c_5 \dot{z}_5 \dot{z}_3 - k_5 z_5 \dot{z}_3 = 0 \\
& m_{4R} \ddot{z}_4 \dot{z}_4 + (c_4 + c_6) \dot{z}_4^2 + (k_4 + k_6) z_4 \dot{z}_4 - c_4 \dot{z}_2 \dot{z}_4 - k_4 z_2 \dot{z}_4 - c_6 \dot{z}_6 \dot{z}_4 - k_6 z_6 \dot{z}_4 = 0 \\
& m_{RR5} \ddot{z}_5 \dot{z}_5 + (c_5 + c_6) \dot{z}_5^2 + (k_5 + k_6) z_5 \dot{z}_5 - c_5 \dot{z}_3 \dot{z}_5 - k_5 z_3 \dot{z}_5 - c_6 \dot{z}_4 \dot{z}_5 - k_6 z_4 \dot{z}_5 = F(t) \dot{z}_5
\end{aligned}$$

Modele energetyczne systemów C – ZNR rozwiązano metodą symulacji cyfrowej przeprowadzonej w środowisku MATLAB/simulink. Posługując się pierwszą zasadą rozdziału mocy w systemie mechanicznym zdefiniowano dla obu modeli trzy składniki mocy sił, które wykorzystano do porównania analizowanych systemów (Dobry, 1998; 2012).

Dla pierwszego systemu C – ZNR, uzyskanego w wyniku syntezy modelu człowieka i narzędzia (rys. 1a), wartości mocy sił zdefiniowano następująco:

- składnik mocy sił bezwładności (RMS) wyrażony w [W]:

$$\begin{aligned}
P_{4-BEZ, f} = & \sqrt{\frac{1}{t} \int_0^t [m_0 \ddot{z}_0 \dot{z}_0]^2 dt} + \sqrt{\frac{1}{t} \int_0^t [m_1 \ddot{z}_1 \dot{z}_1]^2 dt} + \sqrt{\frac{1}{t} \int_0^t [m_2 \ddot{z}_2 \dot{z}_2]^2 dt} \quad (7) \\
& + \sqrt{\frac{1}{t} \int_0^t [(m_3 + m_4) \ddot{z}_3 \dot{z}_3]^2 dt}
\end{aligned}$$

- składnik mocy sił strat (RMS) wyrażony w [W]:

$$\begin{aligned}
P_{4-STR, f} = & \sqrt{\frac{1}{t} \int_0^t [(c_0 + c_1) \dot{z}_0^2]^2 dt} + \sqrt{\frac{1}{t} \int_0^t [(c_1 + c_2 + c_3) \dot{z}_1^2]^2 dt} \quad (8) \\
& + \sqrt{\frac{1}{t} \int_0^t [(c_2 + c_4) \dot{z}_2^2]^2 dt} + \sqrt{\frac{1}{t} \int_0^t [(c_3 + c_4) \dot{z}_3^2]^2 dt}
\end{aligned}$$

- składnik mocy sił sprężystości (RMS) wyrażony w [W]:

$$\begin{aligned}
P_{4-SPR, f} = & \sqrt{\frac{1}{t} \int_0^t [(k_0 + k_1) z_0 \dot{z}_0]^2 dt} + \sqrt{\frac{1}{t} \int_0^t [(k_1 + k_2 + k_3) z_1 \dot{z}_1]^2 dt} \quad (9) \\
& + \sqrt{\frac{1}{t} \int_0^t [(k_2 + k_4) z_2 \dot{z}_2]^2 dt} + \sqrt{\frac{1}{t} \int_0^t [(k_3 + k_4) z_3 \dot{z}_3]^2 dt}
\end{aligned}$$

Dla systemu C – ZNR, zbudowanego przy wykorzystaniu modelu człowieka z rękawicą (rys. 1b), poszczególne wartości składników mocy sił wyznaczono zgodnie z poniższymi wzorami:

– składnik mocy sił bezwładności (RMS) wyrażony w [W]:

$$P_{4+R-BEZ, f} = \sqrt{\frac{1}{t} \int_0^t [m_0 \ddot{z}_0 \dot{z}_0]^2 dt} + \sqrt{\frac{1}{t} \int_0^t [m_1 \dot{z}_1 \dot{z}_1]^2 dt} + \sqrt{\frac{1}{t} \int_0^t [m_2 \ddot{z}_2 \dot{z}_2]^2 dt} \quad (10)$$

$$+ \sqrt{\frac{1}{t} \int_0^t [m_3 \ddot{z}_3 \dot{z}_3]^2 dt} + \sqrt{\frac{1}{t} \int_0^t [m_4 \ddot{z}_4 \dot{z}_4]^2 dt}$$

– składnik mocy sił strat (RMS) wyrażony w [W]:

$$P_{4+R-STR, f} = \sqrt{\frac{1}{t} \int_0^t [(c_0 + c_1) \dot{z}_0^2]^2 dt} + \sqrt{\frac{1}{t} \int_0^t [(c_1 + c_2 + c_3) \dot{z}_1^2]^2 dt} \quad (11)$$

$$+ \sqrt{\frac{1}{t} \int_0^t [(c_2 + c_4) \dot{z}_2^2]^2 dt} + \sqrt{\frac{1}{t} \int_0^t [c_3 \dot{z}_3^2]^2 dt} + \sqrt{\frac{1}{t} \int_0^t [c_4 \dot{z}_4^2]^2 dt}$$

– składnik mocy sił sprężystości (RMS) wyrażony w [W]:

$$P_{4+R-SPR, f} = \sqrt{\frac{1}{t} \int_0^t [(k_0 + k_1) z_0 \dot{z}_0]^2 dt} + \sqrt{\frac{1}{t} \int_0^t [(k_1 + k_2 + k_3) z_1 \dot{z}_1]^2 dt} \quad (12)$$

$$+ \sqrt{\frac{1}{t} \int_0^t [(k_2 + k_4) z_2 \dot{z}_2]^2 dt} + \sqrt{\frac{1}{t} \int_0^t [k_3 z_3 \dot{z}_3]^2 dt} + \sqrt{\frac{1}{t} \int_0^t [k_4 z_4 \dot{z}_4]^2 dt}$$

Warto zauważyć, że równania (7)–(12), zastosowane w metodzie energetycznej, nie uwzględniają już tylko jednego punktu redukcji i jednego rodzaju energii jak miało to miejsce dla sposobu konwencjonalnego. W tym przypadku do oceny obciążenia człowieka uwzględnione zostały wszystkie parametry dynamiczne, które zostały wykorzystane do zamodelowania właśnie tego podukładu. Wobec tego, podejście energetyczne jest całościową oceną wpływu zmian na moc sił wewnętrznych wywołaną uwzględnieniem właściwości dynamicznych rękawicy.

Porównanie modeli metodą energetyczną wyznaczono na podstawie ilorazu mocy całkowitej sił dla modelu systemu C – ZNR bez rękawicy i wartości mocy sił otrzymanej dla systemu C – ZNR z uwzględnieniem rękawicy. Energetyczną krotkość zwiększenia czasu pracy z narzędziem E_{KR} wyraża wzór:

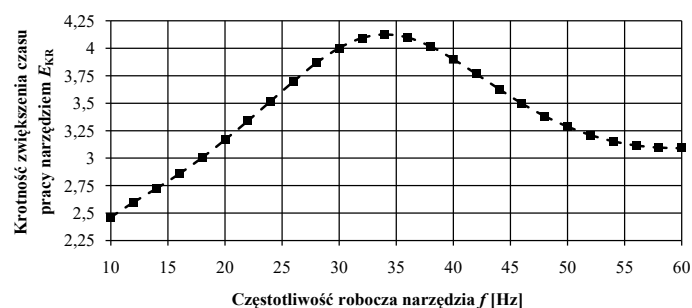
$$E_{KR} = \frac{P_{4-BEZ, f} + P_{4-STR, f} + P_{4-SPR, f}}{P_{4+R-BEZ, f} + P_{4+R-STR, f} + P_{4+R-SPR, f}} \quad (13)$$

gdzie:

$P_{4-X,f}$ – wartość (RMS) mocy sił bezwładności/strat/sprężystości dla modelu człowieka, jako suma mocy sił ze wszystkich jego punktów redukcji w przypadku pracy bez rękawicy – wzory (7)–(9),

$P_{4+R-X,f}$ – wartość (RMS) mocy sił bezwładności/strat/sprężystości dla modelu człowieka, jako suma mocy sił ze wszystkich jego punktów redukcji w przypadku pracy z rękawicą – wzory (10)–(12).

Na rysunku 5 przedstawiono energetyczną krotność zwiększenia czasu pracy narzędziem E_{KR} otrzymaną na podstawie porównania obu modeli, w zależności od częstotliwości roboczej narzędzia.



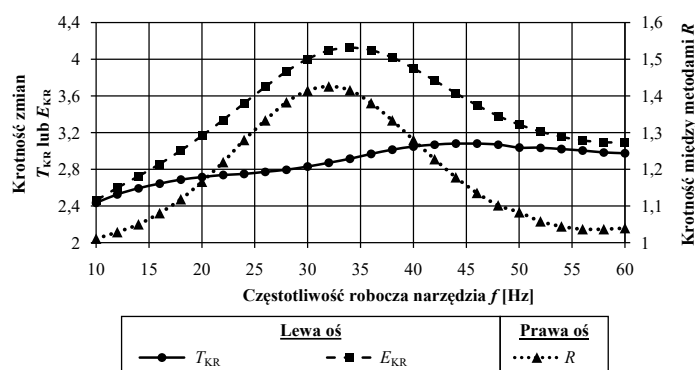
Rys. 5. Energetyczna krzywa krotności zwiększenia czasu pracy E_{KR} w zależności od częstotliwości siły wymuszającej (krok 2 Hz)

Wyznaczona przy pomocy wzoru (13) wartość energetycznej krzywej krotności zmian czasu pracy E_{KR} dla całego zakresu częstotliwości 10÷60 Hz jest większa od jedności, tzn. $E_{KR} > 1$. Oznacza to, że zastosowanie rękawicy w metodzie energetycznej wykazało również pozytywny wpływ jej wprowadzenia względem wartości uzyskanych w przypadku pracy bez rękawicy. Wynika to z 2,46÷4,13-krotnego ograniczenia mocy sił wewnętrznych we wszystkich punktach redukcji w modelu człowieka. Ponadto fakt ten przekłada się również na zwiększenie czasu pracy narzędziem. Jest on proporcjonalny do krotności ograniczenia mocy wszystkich sił wewnętrznych w modelu człowieka. Zatem w prezentowanym przypadku czas pracy narzędziem wzrasta 2,46÷4,13-krotnie.

4. PORÓWNANIE METOD

Na rysunku 6 przedstawiono krotność między zastosowanymi metodami. Do porównania wykorzystano krzywą krotności zwiększenia czasu pracy T_{KR} (rys. 4),

którą otrzymano wykorzystując podejście amplitudowe oraz energetyczną krzywą krotności zwiększenia czasu pracy E_{KR} (rys. 5).



Rys. 6. Krzywe krotności zwiększenia czasu pracy T_{KR} i E_{KR} oraz krotność między prezentowanymi metodami R – krok 2 Hz

Należy przypomnieć, że obie metody wykazały pozytywny wpływ zastosowania rękawicy na zwiększenie dopuszczalnego czasu pracy narzędziem. Co ważniejsze, uzyskane rezultaty dwoma metodami różnią się – rys. 6.

W przypadku metody energetycznej otrzymano wyższą krotność zmian dopuszczalnego czasu trwania narażenia – krzywa E_{KR} . Przeprowadzona analiza wykazała również występowanie różnicy między ocenami uzyskanymi obiema metodami, która wynosi 1–43%, w zależności od częstotliwości roboczej narzędzia.

5. PODSUMOWANIE

Przedstawione porównanie wyników oceny narażenia człowieka na drgania miejscowe otrzymanych z metody konwencjonalnej (amplitudowej) i energetycznej pozwoliło wykazać różnice pomiędzy nimi. Otrzymane rezultaty potwierdziły występowanie rozbieżności między obiema metodami na korzyść metody energetycznej jako metody holistycznej.

Przy klasycznym podejściu amplitudowym zauważono trudności w ocenie narażenia na drgania. Należy do nich zaliczyć przede wszystkim wybór do analizy właściwej krzywej przyspieszeń drgań, według której jest przeprowadzona analiza. Efektem zrealizowanych badań było wykazanie, że wprowadzenie rękawicy zmienia warunki dynamiczne oddziaływania źródła drgań na człowieka. Fakt ten wpływa na amplitudy przyspieszenia drgań rękojeści, co prowadzi do błędnych interpretacji szkodliwości oddziaływania narzędzi (rys. 2) oraz do niepoprawnej oceny wpływu rękawic na ochronę człowieka. W takim razie w przypadku zastosowania

rękawicy uzasadnione jest uwzględnienie przy porównaniu z wartościami dopuszczalnymi przyspieszeń według norm drganiowych, wartości przyspieszeń drgań otrzymanych na styku człowieka z rękawicą.

Warto zauważyć, że w metodzie energetycznej nie występują wymienione problemy. Wynika to z uwzględnienia przy porównaniu całej struktury wewnętrznej modelu człowieka i zsumowaniu wartości mocy sił z jego wszystkich punktów redukcji.

Przedstawione wyniki uzyskano na podstawie badań teoretycznych z wykorzystaniem modeli z normy ISO 10068:2012. Wyniki nie zostały jeszcze potwierdzone w badaniach eksperymentalnych w Laboratorium Dynamiki i Ergonomii Metasystemu: Człowiek – Obiekt Techniczny – Środowisko w Instytucie Mechaniki Stosowanej Politechniki Poznańskiej. Zasadniczym celem tych badań było przedstawienie problemów oceny wpływu rękawic w ochronie człowieka przed drganiami i jej różnic między ocenami uzyskanymi obiema metodami w przypadku pracy zmechanizowanymi narzędziami ręcznymi z zastosowaniem rękawicy.

LITERATURA

- Augustyńska, D., Pośniak, M. (2010). *Czynniki szkodliwe w środowisku pracy – wartości dopuszczalne*. Warszawa: Centralny Instytut Ochrony Pracy – Państwowy Instytut Badawczy.
- Chang, C., Wang, M.J., Lin, S. (1999). Evaluating the effects of wearing gloves and wrist support on hand-arm response while operating an in-line pneumatic screwdriver. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 24, 473-481.
- Damijan, Z., Uhryński, A. (2010). The influence of driver's working environment on thermal changes of their organism. *Acta Physica Polonica A, Acoustic and Biomedical Engineering*, 118, 35-40.
- Dobry, M.W. (1998). *Optymalizacja przepływu energii w systemie człowiek – narzędzie – podłoże*. Poznań: Wydawnictwo Politechniki Poznańskiej.
- Dobry, M.W. (2012). *Podstawy diagnostyki energetycznej systemów mechanicznych i biomechanicznych*. Poznań–Radom: Wydawnictwo Naukowe Instytutu Technologii Eksploatacji – PIB.
- Dong, R.G., Dong, J.H., Wu, J.Z., Rakheja, S. (2007). Modeling of biodynamic responses distributed at the fingers and the palm of the human hand-arm system. *Journal of Biomechanics*, 40, 2335-2340.
- Dong, R.G., McDowell, T.W., Welcome, D.E., Warren, C., Wu, J.Z., Rakheja, S. (2009). Analysis of anti-vibration gloves mechanism and evaluation methods. *Journal of Sound and Vibration*, 321, 435-453.
- Dong, R.G., Rakheja, S., McDowell, T.W., Welcome, D.E., Wu, J.Z. (2010). Estimation of the biodynamic responses distributed at fingers and palm based on the total response of the hand-arm system. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 40, 425-436.

- Dong, R.G., Welcome, D.E., McDowell, T.W., Wu, J.Z. (2013). Modeling of the biodynamic responses distributed at the fingers and palm of the hand in three orthogonal directions. *Journal of Sound and Vibration*, 332, 1125-1140.
- Dziennik Ustaw (1968). *Wykaz chorób zawodowych uprawniających do świadczeń w razie inwalidztwa lub śmierci pracownika*. Rozporządzenie Rady Ministrów z dnia 18 czerwca 1968 roku, nr 22, poz. 147. Internetowy System Aktów Prawnych. Pobrano z: <http://isap.sejm.gov.pl/DetailsServlet?id=WDU19680220147> (29.04.2017).
- Engel, Z., Zawieska, W.M. (2010). *Hałas i drgania w procesach pracy – źródła, ocean, zagrożenia*. Warszawa: Centralny Instytut Ochrony Pracy – Państwowy Instytut Badawczy.
- Griffin, M.J. (1990). *Handbook of Human Vibration*. London: Academic Press.
- Harazin, B. (2002). Zawodowa ekspozycja na ogólne wibracje w Polsce. *Medycyna Pracy*, 53, 6, 465-472.
- Harazin, B., Zieliński, G. (2004). Zawodowa ekspozycja na miejscowe wibracje w Polsce. *Medycyna Pracy*, 55, 3, 217-225.
- Horst, W. (2004). *Ryzyko zawodowe na stanowisku pracy*. Poznań: Wydawnictwo Politechniki Poznańskiej.
- ISO 10068:1998, Mechanical Vibration and Shock – Free, mechanical impedance of the human hand-arm system at the driving point.
- ISO 10068:2012, Mechanical Vibration and Shock – Mechanical impedance of the human hand-arm system at the driving point.
- Kochański, L., Lach, S. (1976). *Zbiór przepisów ochrony pracy*. Warszawa: Instytut Wydawniczy CRZZ.
- Koradecka, D. (red.) (2008). *Bezpieczeństwo i higiena pracy*. Warszawa: Centralny Instytut Ochrony Pracy – Państwowy Instytut Badawczy.
- Koton, J., Szopa, J. (1999). Rękawice antywibracyjne – ocean skuteczności i zasady doboru do stanowisk pracy. *Bezpieczeństwo Pracy*, 11, 2-5.
- Koton, J. (2002). Profilaktyka zespołu wibracyjnego przez stosowanie rękawic antywibracyjnych. *Medycyna Pracy*, 53 (5), 423-431.
- Marek, K. (2009). *Choroby zawodowe*. Warszawa: Wydawnictwo Lekarskie PZWL.
- Meltzer, G. (1981). A Vibration Model for the Human Hand-Arm-System. *Studies in Environmental Science*, 13, 210-221.
- Mrukwa, W., Świder, J., Staniek, A. (2002). Ocena możliwości pomiaru drgań w miejscu kontaktu rąk z ich źródłem. *Prace Naukowe GIG. Górnictwo i Środowisko*, 1, 91-102.
- Mulicka, I., Gajek, M. (2008). Ocena zagrożenia zdrowia pracowników warunkami pracy w latach 1985-1994. In: Kowal, E. (red), *Inżyniera ergonomii*, t. 3, *Dolegliwości zdrowotne a warunki pracy*. Zielona Góra: Oficyna Wydawnicza Uniwersytetu Zielonogórskiego, 41-50.
- PN-EN ISO 5349-1:2004, Mechanical Vibration. Measurement and Evaluation of Human Exposure to Hand-Transmitted Vibration. Part 1: General Requirements.
- PN-EN ISO 5349-2:2004, Mechanical Vibration. Measurement and Evaluation of Human Exposure to Hand-Transmitted Vibration. Part 2: Practical Guidance for Measurement at the Workplace.
- PN-EN 14253:2008, Mechanical Vibration. Measurement and Calculation of Occupational Exposure to Whole-Body Vibration with Reference to Health – Practical Guidance.

Rakheja, S., Wu, J.Z., Dong, R.G., Schopper, A.W. (2002). A comparison of biodynamic models of the Human hand-arm system for applications to hand-held power tools. *Journal of Sound and Vibration*, 249, 55-82.

Reynolds, D.D., Soedel, W. (1972). Dynamic response of the hand-arm system to a sinusoidal input. *Journal of Sound and Vibration*, 21, 339-353.

PROBLEMS OF EVALUATION OF HUMAN EXPOSURE TO HAND-ARM VIBRATIONS IN CASE OF USING GLOVES BASED ON APPLICATION OF CONVENTIONAL AND ENERGY METHODS

Summary

The article presents a comparison of the results of human exposure to hand-arm vibration in case of using gloves. The analyzed case was assessed by two methods, i.e., performed by conventional method (including the criterion of accelerations of vibrations) and energy method (based on the dose of energy flowing through the human during the operation of the tool). The analyzes were based on the results of the theoretical studies of biodynamics and energy flow in the human – tool system. The models of the human and the glove, specified in the ISO 10068:2012 standard, were used for this purpose. The analysis showed that results of the evaluation of the impact of gloves on human protection obtained between both methods are different. The article presents the analytical results and differences in the assessment of human exposure to hand-arm vibrations, using both methods, as an example for a situation, in which an operator works with mechanized handheld tool.

Keywords: biomechanical system, energy method, glove