

Załącznik 3

do wniosku o przeprowadzenie postępowania habilitacyjnego

**Autoreferat
przedstawiający opis dorobku i osiągnięć naukowych
w języku polskim**

dr inż. Piotr Foltyński
Instytut Biocybernetyki i Inżynierii Biomedycznej im. M. Nałęcz PAN
ul. Ks. Trojdena 4,
02-109 Warszawa

Spis treści

1. Dane osobowe	3
2. Posiadane dyplomy, stopnie naukowe	3
3. Informacje o dotychczasowym zatrudnieniu w jednostkach naukowych	3
4. Wskazanie osiągnięcia naukowego	3
4.1. Tytuł osiągnięcia naukowego	3
4.2. Lista publikacji wchodzących w skład osiągnięcia naukowego	4
4.3. Omówienie prac składających się na osiągnięcie naukowe	4
4.3.1. Wprowadzenie	5
4.3.2. Prace związane ze wspomaganie leczenia pacjentów z cukrzycą i zespołem stopy cukrzycowej	7
4.3.3. Wspomaganie leczenia pacjentów z cukrzycą leczonych insuliną	23
4.3.4. Podsumowanie	31
Literatura	33
5. Omówienie pozostałych osiągnięć naukowo-badawczych	35
5.1. Okres przed doktoratem	35
5.2. Aktywność naukowa po obronie doktoratu	36
6. Syntetyczne podsumowanie dorobku naukowego i innych osiągnięć zdefiniowano zakładki.	Błąd! Nie

1. Dane osobowe

Imię i nazwisko: **Piotr Foltyński**

2. Posiadane dyplomy, stopnie naukowe

Magister inżynier - Politechnika Warszawska, Wydział Mechatroniki, Specjalność: Inżynieria Biomedyczna, 1993, temat pracy dyplomowej: *Układ do obliczania objętości minutowej i skurczowej serca na podstawie zmian admitancji elektrycznej klatki piersiowej*, Promotor: dr inż. Jerzy Węglarz

Doktor nauk technicznych w zakresie biocybernetyki i inżynierii biomedycznej - Politechnika Warszawska, Wydział Mechatroniki
nadanie tytułu doktora 16 maja **2001**,
temat pracy doktorskiej: *Analiza składników impedancyjnego sygnału kończynowego i ocena źródeł powstawania błędów pomiaru przepływu krwi*,
Promotor Prof. dr hab. inż. Władysław Grzegorz Pawlicki,
Recenzenci: Prof. dr hab. n. med. Waldemar Karnafel i Prof. dr hab. inż. Tadeusz Pałko.

3. Informacje o dotychczasowym zatrudnieniu w jednostkach naukowych

VI.1993 - X.1993 – Instytut Inżynierii Precyzyjnej i Biomedycznej, Wydział Mechatroniki, Politechnika Warszawska, konstruktor

1993 – 2000 – Studia doktoranckie na Politechnice Warszawskiej, Wydział Mechatroniki

IV.2000 – nadal – Instytut Biocybernetyki i Inżynierii Biomedycznej im. Macieja Nałęcza Polskiej Akademii Nauk, programista, od XI.2001 adiunkt, od IV.2016 gł. specjalista ds. środowiskowej aparatury pomiarowej, od VI.2017 Kierownik Pracowni Wspomagania Diagnostyki i Terapii Chorób Metabolicznych, od IV.2019 adiunkt

4. Wskazanie osiągnięcia naukowego

4.1. Tytuł osiągnięcia naukowego

Moim osiągnięciem naukowym wynikającym z art. 16 ust. 2 ustawy z dnia 14 marca 2003 r. o stopniach naukowych i tytule naukowym oraz o stopniach i tytule naukowym w zakresie sztuki (Dz. U. 2016 r. poz. 882 ze zm. w Dz. U. z 2016 r. poz. 1311) jest cykl publikacji powiązanych tematycznie pod tytułem:

Nowe metody i systemy do wspomagania leczenia pacjentów z cukrzycą lub zespołem stopy cukrzycowej

4.2. Lista publikacji wchodzących w skład osiągnięcia naukowego

Cykl publikacji składa się z 8 prac znajdujących się w bazie Journal Citation Reports (JCR):

(Podano Impact Factor czasopisma z roku publikacji na podstawie Journal Citation Reports oraz liczbę cytowań artykułu na podstawie Web of Science Core Collection)

- H1. Foltynski P**, Ladyzynski P, Migalska-Musial K, Sabalinska S, Ciechanowska A, Wojcicki JM (2011) A New Imaging and Data Transmitting Device for Telemonitoring of Diabetic Foot Syndrome Patients. *DIABETES TECHNOLOGY & THERAPEUTICS*, 13:861-867. DOI: 10.1089/dia.2011.0004. IF(2011)=**1,931**, Cyt.: **10**
- H2. Foltynski P**, Wojcicki JM, Ladyzynski P, Migalska-Musial K, Rosinski G, Krzymien J, Karnafel W (2011) Monitoring of Diabetic Foot Syndrome Treatment: Some New Perspectives. *ARTIFICIAL ORGANS*, 35:176-182. DOI: 10.1111/j.1525-1594.2010.01046.x. IF(2011)=**2,000**, Cyt.: **12**
- H3. Foltynski P**, Ladyzynski P, Ciechanowska A, Migalska-Musial K, Judzewicz G, Sabalinska S (2015) Wound Area Measurement with Digital Planimetry: Improved Accuracy and Precision with Calibration Based on 2 Rulers. *PLOS ONE*, 10:e0134622. DOI: 10.1371/journal.pone.0134622. IF(2015)=**3,057**, Cyt.: **10**
- H4. Foltynski P** (2018) Ways to increase precision and accuracy of wound area measurement using smart devices: Advanced app Planimator. *PLOS ONE*, 13:e0192485. DOI: 10.1371/journal.pone.0192485. IF(2018)=**2,766**, Cyt.: **1**
- H5. Foltynski P**, Mrozikiewicz-Rakowska B, Ladyzynski P, Wojcicki JM, Karnafel W (2014) The influence of ambient temperature on foot temperature in patients with diabetic foot ulceration. *BIOCYBERNETICS AND BIOMEDICAL ENGINEERING*, 34:178-183. DOI: 10.1016/j.bbe.2014.04.002. IF(2014)=**0,646**, Cyt.: **0**
- H6. Foltynski P**, Ladyzynski P, Pankowska E, Mazurczak K, Migalska-Musial K (2015) An Algorithm Based on Voice Description of Meal for Insulin Dose Calculation to Compensate Food Intake. *WORLD CONGRESS ON MEDICAL PHYSICS AND BIOMEDICAL ENGINEERING*, June 7-12, 2015, Toronto, Canada, 51:1441-1444. DOI: 10.1007/978-3-319-19387-8_351. Cyt.: **3**
- H7. Ladyzynski P**, Krzymien J, **Foltyński P**, Rachuta M, Bonalska B (2018) Accuracy of Automatic Carbohydrate, Protein, Fat and Calorie Counting Based on Voice Descriptions of Meals in People with Type 1 Diabetes. *NUTRIENTS*, 10:518. DOI: 10.3390/nu10040518. IF(2018)=**4,200**, Cyt.: **2**
- H8. Foltynski P**, Ladyzynski P, Pankowska E, Mazurczak K (2018) Efficacy of automatic bolus calculator with automatic speech recognition in patients with type 1 diabetes: A randomized cross-over trial. *JOURNAL OF DIABETES*, 10:600-608. DOI: 10.1111/1753-0407.12641. IF(2018)=**3,213**, Cyt.: **4**

4.3. Omówienie prac składających się na osiągnięcie naukowe

Prace, w których miałem znaczący udział i składające się na osiągnięcie naukowe dotyczą dwóch głównych grup zagadnień o tematyce związanej ze wspomaganiami leczenia

pacjentów z cukrzycą na różnym poziomie jej zaawansowania. Prace z pierwszej grupy były skoncentrowane na pacjentach, u których doszło do powstania powikłania w postaci zespołu stopy cukrzycowej, a pacjenci drugiej grupy byli leczeni insuliną.

W ramach pierwszej grupy prac brałem udział w opracowaniu systemu teleopieki domowej, pracowałem nad poprawą dokładności i precyzji pomiaru pola powierzchni rany za pomocą planimetrii cyfrowej i badałem wpływ temperatury otoczenia na temperaturę stóp. Prace z drugiej grupy były związane z opracowaniem systemu do obliczania dawki insuliny kompensującej posiłek na podstawie słownego opisu posiłku.

4.3.1. Wprowadzenie

Cukrzyca jest przewlekłą chorobą charakteryzującą się stanami wysokiego stężenia glukozy we krwi utrzymującymi się w długim czasie [1]. Choroba ta jest wynikiem uszkodzenia komórek beta trzustki, które przestają ją produkować w wystarczającej ilości (cukrzyca typu 1 - T1D) bądź zmniejszeniem insulinowrażliwości tkanek (cukrzyca typu 2 – T2D). Około 90% chorych na cukrzycę stanowią osoby z T2D. U kobiet w ciąży może przejściowo pojawić się cukrzyca ciążowa, która mija po zakończeniu ciąży. Osobę uważa się za chorą na cukrzycę, jeśli stężenie glukozy w osoczu jej krwi jest większe albo równe 126 mg/dL. W Stanach Zjednoczonych diagnoza jest również możliwa na podstawie stężenia hemoglobiny glikowanej A1c (HbA1c) większego albo równego 6,5%.

U chorych z T1D konieczne jest podawanie insuliny drogą podskórnych wstrzyknięć realizowanych za pomocą noszonych pomp insulinowych albo wstrzykiwaczy insuliny (tzw. penów). Chorzy na T2D są leczeni dietą i doustnymi lekami obniżającymi stężenie glukozy, a w przypadku nieskuteczności takiego leczenia podaje im się również insulinę. Celem leczenia chorych na cukrzycę jest utrzymywanie stężenia glukozy we krwi na poziomie jak najbardziej przypominającym stężenia fizjologiczne. Amerykańskie Towarzystwo Cukrzycowe (American Diabetes Association) zaleca, jako cele leczenia, uzyskanie odsetka HbA1c mniejszego od 7%, stężenia glukozy przed posiłkiem w zakresie 70 – 130 mg/dL, a po posiłku mniejszego od 180 mg/dL.

Liczba osób chorych na cukrzycę stanowi istotny odsetek populacji. Według najnowszych danych udostępnionych przez Światową Organizację Zdrowia (WHO) na całym świecie w 2014 roku 8,5% osób dorosłych było chorych na cukrzycę [1]. Odsetek ten w niektórych krajach jest większy, a według najnowszych danych w Stanach Zjednoczonych w 2017 roku 9,4% osób dorosłych było chorych na cukrzycę, przy czym tylko około 5 % z ogólnej liczby pacjentów miało typ 1 cukrzycy [2].

Brak odpowiedniego postępowania osoby z cukrzycą może prowadzić do rozwijania się powikłań obniżających ogólny poziom zdrowia albo zagrażających życiu. Bardzo duże stężenia glukozy we krwi mogą wywołać stany bezpośrednio zagrażające życiu takie jak kwasica ketonowa albo śpiączka hiperosmolarna. Zdarzyć się również mogą drgawki i utrata przytomności, która może mieć tragiczne konsekwencje.

Glukoza znajdująca się w płynach ustrojowych ma kontakt z białkami organizmu znajdującymi się w tych płynach (np. albumina) i występującymi w tkance łącznej (np.

hemoglobina i kolagen). Wynikiem tego kontaktu jest ich nieenzymatyczna glikacja. Efektem glikacji białek jest gromadzenie w organizmie zaawansowanych produktów końcowych glikacji. Część hemoglobiny w czerwonych krwinkach przechodzi w hemoglobinę glikowaną, której odsetek jest ważnym wskaźnikiem wyrównania metabolicznego pacjenta z cukrzycą, ponieważ dobrze koreluje ze średnim stężeniem glukozy we krwi występującym w okresie ostatnich 3 miesięcy. Normalne wartości odsetka HbA1c są poniżej 5,7%. Im większa wartość HbA1c tym większe ryzyko progresji powikłań cukrzycy, a każde polepszenie kontroli metabolicznej przyniesie korzyść choremu z cukrzycą [3].

Innym ważnym i powszechnym białkiem podlegającym glikacji jest kolagen. Połączenia krzyżowe pomiędzy jego włóknami pojawiające się w wyniku glikacji zmniejszają ich rozciągliwość, co prowadzi do np. zwiększonej sztywności tętnic i zmniejszonej rozciągliwości skóry. Sztywniejsze tętnice sprzyjają rozwojowi nadciśnienia tętniczego. W procesie gojenia ran na skórze włókna kolagenowe z połączeniami krzyżowymi nie pozwalają na dojrzewanie nowych naczyń krwionośnych, co powoduje przedłużanie gojenia się rany i zwiększa możliwość jej zakażenia. Wysokie stężenia glukozy przyczyniają się również do zmniejszenia gęstości naczyń włosowatych w tkankach, a w przypadku tkanki nerwowej prowadzi to do zaniku jej najcieńszych włókien i pojawieniu się neuropatii obwodowej i autonomicznej. W przypadku kończyn dolnych jest to pierwszy krok do amputacji. Powikłania cukrzycy w kończynie dolnej prowadzą do zespołu stopy cukrzycowej charakteryzującego się neuropatią sensoryczną i motoryczną, zmianami w kościach, niedotlenieniem tkanek i występowaniem trudno gojących się ran (owrzodzeń). W efekcie tych powikłań i braku odpowiedniego leczenia dochodzi do konieczności amputacji stopy albo jej fragmentu, co z kolei wpływa niekorzystnie na stan psychiczny pacjenta. W związku z tym średnia przeżywalność po amputacji stopy wynosi około 5 lat [4].

Wynikiem neuropatii peryferyjnej u osób z T2D jest również zwiększony przepływ krwi w stopach, co skutkuje zwiększoną temperaturą skóry stopy w porównaniu z osobami bez neuropatii [5]. Rozwijające się zmiany w jakimś obszarze stopy prowadzą do zwiększania się jego temperatury, co zostało wykorzystane do predykcji wystąpienia owrzodzenia. Lavery i współ. [6] oraz Armstrong i współ. [7] w swoich badaniach wykorzystali różnicę temperatur powyżej 2,2°C między dwoma odpowiadającymi sobie obszarami skóry stopy lewej i prawej jako sygnał, który może świadczyć o możliwości pojawienia się stanu zapalnego w cieplejszym obszarze. W takim obszarze w krótkim czasie może dojść do powstania rany.

Obok wymienionych powyżej powikłań cukrzycy innymi są również retinopatia, nefropatia, udar i atak serca [1], dlatego opieka nad osobami z cukrzycą jest ważna i powinna być na wysokim poziomie medycznym.

Zespół stopy cukrzycowej (ZSC)

Rana na stopie naraża pacjenta na zakażenie, ponieważ brak ochronnej powłoki skórnej umożliwia łatwy dostęp drobnoustrojów do jej wnętrza. Dlatego dążeniem zespołu medycznego powinno być zminimalizowanie czasu trwania leczenia i doprowadzenie do zamknięcia się rany. Leczenie takie musi być prowadzone z zaangażowaniem pacjenta, ponieważ jego postępowanie ma duży wpływ na stan rany. Pacjent powinien przestrzegać

zaleceń lekarza w zakresie zmiany opatrunków, utrzymywania odpowiedniej kontroli metabolicznej poprzez odpowiednią dietę, dawkowania leków, stosowania odciążania stopy itd. Proces gojenia jest łatwy do kontrolowania w warunkach szpitalnych, ale hospitalizacja nie jest stosowana na cały okres do momentu zaniku rany. Po pobycie w szpitalu (7-10 dni) pacjent jest wypisywany i ma za zadanie samodzielnie lub z pomocą rodziny zajmować się zmianą opatrunków i oczyszczaniem rany. Kontrola stanu rany może być przeprowadzona na wizytach kontrolnych w odstępach od 4 do 8 tygodni.

Amerykańskie Stowarzyszenie Leczenia Ran (*Wound Healing Society*) wydało wytyczne dotyczące postępowania z ranami u pacjentów z ZSC [8]. Wśród nich znalazło się zalecenie numer 4.5, które rekomenduje ponowne badanie pacjenta, u którego rana nie zmniejszyła się o 40% albo więcej w okresie 4 tygodni stosowania leczenia i rozważenie zastosowania innego typu leczenia. Redukcja pola powierzchni rany została uznana za ważny parametr skuteczności leczenia, a procentowa zmiana pola powierzchni rany została uznana za dobry predyktor całkowitego zaniku rany [9-12]. Wśród najnowszych zaleceń Towarzystwa Chirurgii Naczyniowej (*Society for Vascular Surgery*) opracowanych w 2016 roku we współpracy z Amerykańskim Medycznym Towarzystwem Podiatrii (*American Podiatric Medical Association*) i Towarzystwem Medycyny Naczyniowej (*Society for Vascular Medicine*) [13] są rekomendacje dotyczące postępowania z trudno gojącymi się ranami (tzw. owrzodzeniami) u pacjentów z ZSC. Według tych zaleceń te rany, których pole powierzchni nie zmniejszyło się o 50% albo więcej w ciągu 4 tygodni po zastosowaniu standardowego leczenia należy poddać dodatkowym opcjom leczenia takim jak: terapia podciśnieniowa, leki biologiczne (np. płytkowy czynnik wzrostu) lub hiperbaryczna terapia tlenowa. Autorzy zaleceń również podają, że redukcja pola powierzchni rany o 10 – 15 % na tydzień jest alternatywnym kryterium prawdopodobieństwa całkowitego zaniku rany w stosunku do podstawowego kryterium, to znaczy zmniejszenia pola o 50% albo więcej w ciągu 4 tygodni.

4.3.2. Prace związane ze wspomaganie leczenia pacjentów z cukrzycą i zespołem stopy cukrzycowej

Moje prace w zakresie wspomaganie pacjentów w zaawansowanym stadium cukrzycy, który doprowadził do powikłania w postaci pojawienia się na stopach trudno gojących się rany dotyczą 3 zakresów:

- 1) teleopieki domowej nad pacjentem z raną na stopie,
- 2) metodom modyfikacji planimetrii cyfrowej służącej do pomiaru pola powierzchni rany w celu np. predykcji jej wygojenia lub stwierdzenia, czy rana powinna zostać poddana dodatkowym opcjom leczenia,
- 3) zastosowaniem metody ciągłego monitorowania temperatury stóp w celu oceny wpływu na nią temperatury otoczenia.

4.3.2.1. Teleopieka domowa nad pacjentami z ZSC

Jedno z pierwszych doniesień na temat systemów opieki nad pacjentami z wykorzystaniem nagrań dźwiękowych i filmowych było autorstwem Ablazy i współ. [14] i ukazało się w 1998 roku. Przedstawiony model opieki był oparty na wizytach pielęgniarki środowiskowej u pacjenta, która wykonywała rejestracje wideo rany i nagrywała swój komentarz dotyczący stanu rany. Następnie wysyłała za pomocą poczty elektronicznej te nagrania do specjalisty z zakresu opieki nad ranami. W kolejnym etapie, w trakcie konsultacji ustalała ze specjalistą plan leczenia i wysyłała go do lekarza opiekującego się bezpośrednio pacjentem. W innym przykładzie z University of Michigan (USA) opisanym w 2003 roku [15] pielęgniarka gromadziła zdjęcia cyfrowe i dane pomiarowe na swoim notebooku, a następnie przesyłała je przez internet do bazy danych, z której były dostępne dla lekarzy poprzez przeglądarkę internetową. Podobny system został wprowadzony w Australii 2 lata później [16], a w 2008 roku specjaliści z University of Aarhus (Dania) zaproponowali konsultacje wideo jako alternatywę do opieki ambulatoryjnej [17]. W zaproponowanym przez nich rozwiązaniu pielęgniarka wizytująca pacjenta w domu i zespół ekspertów w klinice będąc w stałym kontakcie wideo i audio (wideokonferencja) mogli na bieżąco przedyskutować stan rany i zaplanować dalsze leczenie. Autorzy tego rozwiązania postawili tezę, że takie wideokonsultacje mogą zastąpić wizytę pacjenta w ambulatorium.

Inne podejście do teleopieki nad osobami z ZSC zostało zaproponowane w Instytucie Biocybernetyki i Inżynierii Biomedycznej im. M. Nałęczka PAN w Pracowni kierowanej przez Prof. J. M. Wójcickiego, w której również ja pracowałem. Uczestniczyłem w opracowywaniu nowej metody teleopieki, która miała opierać się na dedykowanym urządzeniu do automatycznego transmitowania obrazu rany z domu pacjenta do serwera klinicznego i udostępnienia go lekarzom w celu analizy. Dodatkowo musiało ono pobierać dane z glukometru pacjenta i jego miernika ciśnienia tętniczego i również przysyłać je do bazy danych. W założeniach przyjęliśmy, że urządzenie musi być łatwe w użyciu, ponieważ ma być obsługiwane osobiście przez pacjenta lub członka jego rodziny, i jak najwięcej czynności powinno odbywać się automatycznie. Prace odbywały się w ramach projektu pt. *Opracowanie i ocena skuteczności działania telemedycznego systemu monitorującego leczenie chorych z zespołem stopy cukrzycowej w warunkach domowych* i były prowadzone we współpracy z Kliniką Gastroenterologii i Chorób Przemiany Materii Warszawskiego Uniwersytetu Medycznego. Ich efektem była ostateczna wersja koncepcji teleopieki. Nowością tej metody było wyeliminowanie pielęgniarki wizytującej pacjenta i założenie, że pacjent będzie wyposażony w specjalistyczne urządzenie do automatycznego wysyłania obrazu rany i danych pomiarowych do centralnego serwera, z którego będą mogły być pobierane przez oprogramowanie zainstalowane na komputerach lekarzy. Następnie przystąpiliśmy do realizacji systemu opartego na tej koncepcji.

Opracowaliśmy system *TeleDiaFoS*, który składał się z opracowanego na potrzeby projektu oprogramowania, stacji roboczych lekarzy, centralnego serwera klinicznego i urządzeń telemedycznych (modułów pacjenta) do przesyłania obrazów i danych z glukometru i ciśnieniomierza. Przesłany do bazy danych obraz mógł być zanalizowany w celu

określenia pola powierzchni rany po wykonaniu jej obrysu przez operatora systemu. System wyliczał dla każdego obrazu procentową zmianę pola powierzchni rany w stosunku do pierwszego pomiaru danej rany, dzięki czemu możliwa była szybka ocena skuteczności leczenia. Lekarz mógł również poprzez wizualną analizę rany ocenić poprawność procesu gojenia biorąc pod uwagę kolor nowych tkanek rany, stan brzegów rany, stan skóry wokół rany oraz np. obecność ciał obcych w obrębie rany (zanieczyszczeń). Dane z glukometru prezentowane w postaci syntetycznych wykresów umożliwiały ocenę kontroli metabolicznej pacjenta. Wyniki pomiaru ciśnienia tętniczego wspomagały dodatkowo nadzorowanie pacjentów ze współistniejącym nadciśnieniem tętniczym.

Moduł pacjenta systemu *TeleDiaFoS*, który został opracowany przeze mnie, był wyposażony w skaner optyczny jako podzespół do uzyskiwania obrazu rany [H1]. Przed wykonaniem projektu modułu pacjenta wykonałem jego prototyp i brałem udział w jego testowaniu z udziałem pacjentów. Następnie opracowałem ostateczną koncepcję działania modułu pacjenta i opracowałem jego konstrukcję mechaniczną wraz z odpowiednią dokumentacją techniczną. Opracowałem również projekt połączeń podzespołów elektronicznych modułu oraz całość oprogramowania zarządzającego jego pracą.

Ideą, która została zrealizowana przy opracowaniu modułu pacjenta była łatwość jego obsługi. Przy wykonywaniu obrazu rany na stopie zadaniem pacjenta było postawienie stopy z raną na oknie skanera modułu pacjenta i uruchomienie skanowania poprzez naciśnięcie klawisza na pilocie zdalnego sterowania. Po jego zakończeniu obraz był natychmiast wysyłany do centralnego serwera. Dzięki zastosowaniu skanera uniknięto problemów z jakością oświetlenia rany i brakiem prostopadłego ustawienia płaszczyzny rany do osi optycznej urządzenia wykonującego obraz. Wykonywany obraz rany miał rozdzielczość 200 dpi, co objawiało się zadowalającą jakością w kontekście wykorzystania go do oceny postępów leczenia. Ponieważ rany pacjentów z ZSC są często zakażone opracowana została procedura odkażania modułu pacjenta, która polegała na zastosowaniu w pewnym odstępie czasu 2 preparatów bakterio- i grzybobójczych: Microzid AF Liquid (Schulke & Mayr, Norderstedt, Niemcy) i Softasept N (B. Braun, Melsungen, Niemcy) [H1].

Na potrzeby wykorzystania modułu pacjenta w systemie *TeleDiaFoS* opracowałem instrukcję obsługi dla pacjenta, a następnie szkoliłem pacjentów w zakresie obsługi modułu przed ich uczestnictwem w monitorowaniu ich ran na stopach.

Do prezentacji na stacjach roboczych lekarzy obrazów i danych pomiarowych przesyłanych z modułów pacjenta wykonałem autorskie moduły oprogramowania, które umożliwiało między innymi pomiar pola powierzchni rany i wyliczało natychmiast procentową zmianę tego pola w stosunku do wartości tego pola z początku leczenia. Dzięki temu możliwa była ocena postępów gojenia rany. Pomiar pola powierzchni odbywał się po wykonaniu obrysu rany na obrazie przedstawiającym stopę z raną. W obrysie zliczana była liczba pikseli, a następnie mnożona przez pole powierzchni 1 piksela wynikającą z rozdzielczości obrazu (200 dpi).

Pewnym ograniczeniem modułu pacjenta było to, że trudno byłoby za jego pomocą wykonać obraz rany np. na czubku palca, czy w innym trudnodostępnym miejscu. Jednak

analiza miejsc występowania ran u osób z ZSC leczonych w Poradni Stopy Cukrzycowej Szpitala Klinicznego WUM w Warszawie wskazała, że ponad 98% (N = 1237) tych ran znajduje się na podszwowej części stopy [Zał.5.III.B.5], czyli w dogodnym miejscu, jeśli chodzi o zastosowanie skanera.

Jedynym urządzeniem, którego opis można było znaleźć w literaturze i podobnym do modułu pacjenta systemu *TeleDiaFoS* był „Vincent 50” opracowany w Holandii i opisany w 2010 roku [18]. Dostarczał on jednak obraz o mniejszej rozdzielczości (100 dpi), nie miał możliwości transmitowania danych z glukometru i ciśnieniomierza oraz nie została dla niego opracowana procedura dezynfekcji. Miał on za zadanie przysyłać obraz rany na stopie pacjenta wprost z jego domu do centralnej bazy danych w celu oceny przez zespół medyczny.

Z wykorzystaniem systemu *TeleDiaFoS* monitorowano 10 pacjentów z cukrzycą typu 2 i owrzodzeniem na stopie [H2]. Ich średni wiek wynosił $57,2 \pm 6,7$ lat, średni wzrost $179,9 \pm 5,8$ cm, średnia masa ciała $107,2 \pm 20,9$ kg, średni indeks masy ciała (BMI) $33,1 \pm 6,1$ kg/m², a średni czas trwania cukrzycy $11,3 \pm 5,8$ lat. Ośmiu pacjentów było otyłych z BMI > 30 kg/m², natomiast 2 miało BMI w normie tj. z zakresu 18,5 – 25 kg/m². Przed okresem monitorowania w domu pacjenci byli hospitalizowani 3 – 4 dni, przechodzili szkolenie w zakresie obsługi modułu pacjenta systemu *TeleDiaFoS* włącznie z procedurą jego sterylizacji oraz obsługi glukometru i ciśnieniomierza dedykowanego do pracy w systemie. Monitorowanie pacjenta trwało średnio 91 ± 21 dni. W tym czasie pacjent przysyłał od 9 do 53 obrazów rany (średnio $27,1 \pm 17,5$).

Po zakończeniu monitorowania pacjentów opracowałem i przeprowadziłem wśród nich ankietę, w której mogli oni wyrazić swoją opinię o systemie. Pacjenci ocenili system w 4 kategoriach przyznając od 0 do 10 punktów [H2]. Kategoria „łatwość sterylizacji modułu pacjenta” otrzymała ocenioną średnio na 7,56 punktu (zakres: 0-bardzo trudna, 10-bardzo łatwa). Kategoria „łatwość obsługi modułu pacjenta” otrzymała ocenioną średnio na 8,22 punktu (zakres: 0-bardzo trudna, 10-bardzo łatwa). Kategoria „Wpływ automatycznego przesyłania danych na samopoczucie pacjenta w sferze zwiększenia bezpieczeństwa” otrzymała ocenioną średnio na 6,33 punktu (zakres: 0-zerowy wpływ, 10-bardzo duży wpływ). Kategoria „Wpływ systemu na polepszenie jakości opieki nad raną” otrzymała ocenioną średnio na 6,33 punktu (zakres: 0-zerowy wpływ, 10-bardzo duży wpływ).

Wyniki tej ankiety świadczyły o dobrej ocenie systemu *TeleDiaFoS* w kategorii użyteczności, łatwości korzystania z niego i akceptacji stosowania takiego typu opieki.

Pozytywne cechy systemu *TeleDiaFoS* zostały dostrzeżone przez Grupę na rzecz Innowacji w Opiece Zdrowotnej w konkursie **Innowacje dla Zdrowia 2009**, która przyznała mu pierwszą nagrodę (na 40 zgłoszonych wniosków) w kategorii Innowacyjne Technologie Medyczne.

Znaczenie prac opisanych w tym podrozdziale polega na:

- opracowaniu nowej metody teleopieki domowej, który umożliwi ocenę stanu pacjenta i wezwanie go na wizytę lekarską w przypadku niewystarczających postępów leczenia,

- zaimplementowaniu opracowanej metody teleopieki w nowatorskim systemie telemedycznym opartym na oryginalnym module teletransmisyjnym do teleopieki domowej nad pacjentami z zespołem stopy cukrzycowej.

Moje zainteresowanie pomiarami w zespole stopy cukrzycowej przełożyło się na kontynuowanie prac w zakresie pomiarów pola powierzchni rany za pomocą planimetrii cyfrowej i oceny wpływu temperatury otoczenia na temperaturę stóp pacjentów. Prace te są opisane poniżej.

4.3.2.2. Metody modyfikacji planimetrii cyfrowej

Monitorowanie pola powierzchni rany jest stosowane w badaniach klinicznych podczas testowania nowych leków, opatrunków, urządzeń lub procedur medycznych. Istnieje szereg metod i urządzeń do pomiaru pola powierzchni rany, wśród których znajduje się również planimetria cyfrowa polegająca na wykonaniu zdjęcia rany wraz z widocznym obok niej wzorcem wymiarów geometrycznych (markerem kalibracyjnym) służącym do przeliczenia pola powierzchni wyrażonego w pikselach na pole w jednostkach pola powierzchni. Markery te przyklejane są do skóry w okolicy rany i wyróżnić można 2 podstawowe ich typy: jednowymiarowe (typu papierowa linijka samoprzylepna) albo dwuwymiarowe (typu koło albo kwadrat o określonym kolorze i polu powierzchni). Oba typy markerów dają zadowalające dokładności pomiarowe, jeśli znajdują się w tej samej płaszczyźnie, w której znajduje się rana oraz jeśli aparat wykonujący zdjęcie był ustawiony tak, że jego oś optyczna była prostopadła do płaszczyzny, w której leży rana i marker. W praktyce spełnienie tego warunku jest trudne, a efektem tego mogą być błędy pomiarowe tym większe, im większe jest odstępstwo od prostopadłości osi optycznej obiektywu aparatu do płaszczyzny rany i markera [19]. Rennert i współ. podali przykład, że niedoszacowanie pola powierzchni może wynosić nawet ponad 30% [20]. Również inni autorzy zwracali uwagę na możliwość popełnienia dużego błędu pomiarowego w przypadku niewłaściwego ustawienia aparatu w trakcie wykonywania zdjęcia [21].

W związku z brakiem informacji jak należy postępować, żeby ograniczyć wpływ niewłaściwego ustawienia aparatu, zainicjowałem prace mające na celu zbadanie możliwości poprawienia dokładności pomiarów za pomocą planimetrii cyfrowej.

Wstępna analiza problemu wykazała, że błędy wynikają między innymi z niewłaściwej reprodukcji markera kalibracyjnego na zdjęciu w stosunku do rany, ponieważ w zależności od pochylenia osi optycznej aparatu fotograficznego w stosunku do płaszczyzny rany i markera następuje albo powiększanie tego markera, albo jego pomniejszanie. Prowadzi to, odpowiednio, do zaniżenia wyniku pomiaru pola powierzchni rany albo jego zawyżenia. Można byłoby wykorzystać np. 4 jednowymiarowe kalibracyjne markery ułożone z każdej strony rany, obliczyć współczynniki kalibracyjne (liczby pikseli na jednostkę długości) dla każdego z nich, a następnie obliczyć uśredniony współczynnik. Takie postępowanie wydłużyłoby czas pomiaru, a ponadto zauważyłem, że użycie 2 jednowymiarowych markerów kalibracyjnych umieszczonych równolegle do siebie, w równych odległościach od

brzegów rany i po jej 2 różnych stronach daje wyniki pomiarów, które nie odbiegają od wyników uzyskanych za pomocą 4 takich markerów.

Zainicjowałem badania eksperymentalne, których celem było zbadanie jaka jest różnica w dokładności i precyzji pomiaru pola powierzchni rany z wykorzystaniem 2 jednowymiarowych markerów kalibracyjnych umieszczonych z obu stron rany i wykorzystaniu do obliczania pola powierzchni średniej arytmetycznej liczby pikseli na jednostkę długości z obu markerów w stosunku do wyniku pomiaru z zastosowaniem tylko jednego takiego markera [H3]. W tych porównawczych badaniach nie można było mierzyć rzeczywistych ran u pacjentów, ponieważ brzegi ran nie są precyzyjnie zdefiniowane i operator wyznaczający obszar rany mógłby nie mieć pewności jak wyznaczyć granicę rany, a to wprowadzałoby dodatkowy błąd. Dlatego przygotowałem z pomocą współpracownika 40 figur w programie graficznym o kształtach odpowiadających rzeczywistym ranom występującym w zespole stopy cukrzycowej. Wydrukowałem je na osobnych kartkach papieru i każdy taki zarys najpierw zeskanowałem. Pole powierzchni każdego z nich określiłem metodą zliczania pikseli w obrazie o znanej rozdzielczości. Dzięki temu uzyskałem wzorcowe wartości pola powierzchni dla każdej figury. Miały one pola powierzchni z zakresu 0,14 – 31,72 cm². Pola powierzchni tych figur były następnie przez nas mierzone za pomocą planimetrii cyfrowej w wykorzystaniu jednego albo 2 jednowymiarowych markerów kalibracyjnych oraz dodatkowo za pomocą urządzeń komercyjnych Visitrak i Silhouette Mobile oraz aplikacji AreaMe opisanej szczegółowo w [Zař.5.II.A.6]. Wszystkie mierzone zarysy ran były umieszczane na płaskiej powierzchni podczas pomiaru każdym z urządzeń czy metod. W pomiarach wykonanych za pomocą planimetrii cyfrowej korzystaliśmy z darmowego oprogramowania ImageJ udostępnianego przez National Institutes of Health (USA). Dokładność wyników pomiarów badałem poprzez analizę błędów względnych, natomiast miarą precyzji metody pomiarowej było odchylenie standardowe (SD) względnych różnic. Względną różnicę obliczałem jako różnicę między wartością zmierzoną i wartością wzorcową podzieloną przez wartość wzorcową.

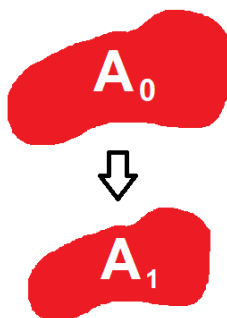
Wyniki przeprowadzonej przeze mnie analizy statystycznej [H3] wykazały, że mediana błędów względnych dla pomiarów wykonanych z wykorzystaniem kalibracji z dwoma jednowymiarowymi markerami kalibracyjnymi była mniejsza (około **4-krotnie**) niż dla pomiarów z kalibracją opartą o jeden taki marker (odpowiednio 0,43% i 1,73%, $p < 0,0001$). Dla zdjęć ze smartfona te mediany były odpowiednio równe 0,66% i 1,38% ($p = 0,0001$) dla dwóch i jednego markera, czyli zwiększenie dokładności pomiaru było około 2,1-krotne.

Analiza odchyłeń standardowych względnych różnic ujawniła, że SD dla techniki dwumarkerowej było mniejsze (średnio około **3,8-krotnie**) od SD dla techniki jednomarkerowej (odpowiednio 0,64% i 2,46%, $p < 0,005$). Dla zdjęć ze smartfona te SD były równe odpowiednio 0,75% dla dwóch markerów i 2,14% dla jednego markera, czyli zwiększenie precyzji pomiaru było około 2,8-krotne.

Wyniki te świadczą o tym, że zastosowanie dwóch jednowymiarowych markerów kalibracyjnych umieszczonych po przeciwległych stronach rany, do kalibracji w planimetrii cyfrowej daje znaczące polepszenie dokładności i precyzji pomiaru pola powierzchni.

Innym istotnym wynikiem było to, że użyte urządzenia i metody pomiarowe różniły się między sobą dokładnością i precyzją pomiaru. Najmniejsze błędy wystąpiły dla planimetrii cyfrowej opartej na zdjęciach z lustrzanki i dwoma jednowymiarowymi markerami kalibracyjnymi, natomiast największe dla urządzenia Visitrak. W przypadku badania rozrzutów względnych różnic okazało się, że wyniki były zależne od zakresu pomiarowego. Dla najmniejszych ran (poniżej 1 cm²) urządzenie Visitrak powodowało największe rozrzuty wyników pomiarów, natomiast najmniejsze wystąpiły dla planimetrii cyfrowej opartej na zdjęciach z lustrzanki cyfrowej z dwoma markerami. W przypadku największych ran (> 8 cm²) najmniejsze rozrzuty wystąpiły dla planimetrii cyfrowej opartej na zdjęciach z lustrzanki cyfrowej i dwoma jednowymiarowymi markerami kalibracyjnymi, a planimetria cyfrowa oparta na zdjęciach z aparatu kompaktowego i jednym jednowymiarowym markerem kalibracyjnym powodowała największe rozrzuty.

Ponieważ ocena zastosowanej standardowej metody postępowania w przypadku rany na stopie u pacjenta z ZSC może odbywać się na podstawie procentowej zmiany pola jej powierzchni, to zadałem sobie pytanie: jaka jest niepewność oszacowania tej zmiany z powodu błędów metody pomiarowej. W tym celu przeprowadziłem analizę błędu pomiarowego dla względnej zmiany pola powierzchni rany, która została przedstawiona poniżej.



Rys. 1. Przykładowy zarys rany mający w chwili t_0 pole powierzchni równe A_0 i pole równe A_1 w chwili t_1 . Chwila t_0 odnosi się do początku leczenia, natomiast chwila t_1 do momentu, w którym ocenia się wyniki zastosowanej terapii.

Jeśli rana (**Rys. 1**) w momencie t_0 ma pole powierzchni równe A_0 , natomiast w chwili t_1 pole równe A_1 , to jej względna zmiana pola powierzchni p jest równa

$$p = \frac{A_1 - A_0}{A_0}, \quad (1)$$

zatem

$$p = \frac{A_1}{A_0} - 1. \quad (2)$$

Błąd (inaczej niepewność) wartości p może być obliczony jako

$$\Delta p = \left| \frac{\partial p}{\partial A_1} \right| \Delta A_1 + \left| \frac{\partial p}{\partial A_0} \right| \Delta A_0. \quad (3)$$

Po obliczeniu pochodnych Δp jest równe

$$\Delta p = \left| \frac{1}{A_0} \right| \Delta A_1 + \left| \frac{-A_1}{A_0^2} \right| \Delta A_0 \quad (4)$$

Pola A_0 i A_1 są zwykle mierzone jednokrotnie, dlatego ΔA_0 and ΔA_1 są błędami granicznymi. Mogą być one estymowane z 99% pewnością jako

$$\Delta A = 3\sigma, \quad (5)$$

gdzie σ jest błędem średnim aproksymowanym odchyleniem standardowym SD , czyli

$$\Delta A = 3SD. \quad (6)$$

Jeśli względne różnice zostały użyte do obliczeń, to obliczona wartość odchylenia standardowego jest również względna w stosunku do A , dlatego $SD = A \cdot SD_R$. Odchylenie SD odnosi się do pola A , natomiast SD_R odnosi się do względnych wartości. Zatem równanie (5) będzie miało postać:

$$\Delta A = 3A \cdot SD_R. \quad (7)$$

Dla A_0 można zapisać $\Delta A_0 = 3A_0 \cdot SD_{R0}$, a dla A_1 $\Delta A_1 = 3A_1 \cdot SD_{R1}$, więc równanie (3) będzie miało postać:

$$\Delta p = \frac{3SD_{R1}A_1}{A_0} + \left| \frac{-A_1 3SD_{R0}A_0}{A_0^2} \right|, \quad (8)$$

a po redukcji

$$\Delta p = 3 \frac{A_1}{A_0} (SD_{R0} + SD_{R1}). \quad (9)$$

Jeśli ta sama metoda została użyta do pomiaru pól A_0 i A_1 , to $SD_{R0} = SD_{R1}$, i przyjmując $SD_R = SD_{R0}$, równanie (9) będzie miało postać:

$$\Delta p = 3 \frac{A_1}{A_0} (SD_R + SD_R), \quad (10)$$

a po redukcji

$$\Delta p = 6 \frac{A_1}{A_0} SD_R. \quad (11)$$

Powyższe równanie ma za zadanie uświadomić potencjalnemu użytkownikowi metody czy urządzenia pomiarowego, że jeśli SD względnych różnic pomiędzy zmierzoną wartością i wartością prawidłową wynosi np. 2%, to dla względnej zmiany pól wynoszącej -10% prawdziwa wartość z prawdopodobieństwem 99% znajduje się w przedziale $-10 \pm 10,8\%$. Niedoświadczony użytkownik mógłby oczekiwać, że skoro metoda daje dość małe rozrzuty względne ($SD_R = 2\%$), to również błąd wyniku względnej zmiany pola powierzchni rany będzie tego samego rzędu, ale okazuje się, że jest on wielokrotnie większy i interpretacja otrzymanego wyniku powinna być wykonana z dużą ostrożnością ze względu na bardzo duży przedział, w którym może znajdować się prawdziwa wartość względnej zmiany pola powierzchni.

Te rozważania są istotne w kontekście tego, że najnowsze zalecenia dotyczące postępowania z ranami i owrzodzeniami [13] uwzględniają, względne zmiany pola

powierzchni na poziomie 10 – 15%. Dlatego urządzenie, czy metoda pomiarowa powinna powodować jak najmniejsze rozrzuty wyników, czyli powinna charakteryzować się jak największą precyzją. W przeciwnym razie zwiększa się prawdopodobieństwo, że pacjent, którego stan rany kwalifikował go do podjęcia bardziej zaawansowanego leczenia takiego leczenia może nie otrzymać, albo przeciwnie – opieka nad raną, która nie wymagała zwiększonych starań zostanie rozszerzona o nowe i droższe metody, które nie były potrzebne, a jedynie zwiększyły koszty leczenia pacjenta.

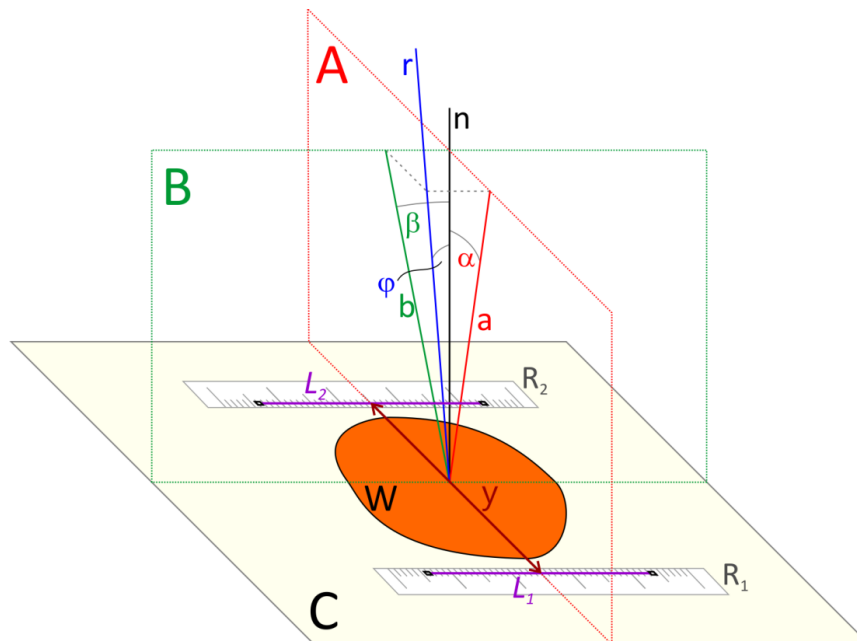
Rozumiejąc istotność precyzji metody pomiarowej zastosowanej do oceny zmiany pola powierzchni rany podjąłem dalsze badania w tej sferze i zająłem się możliwością eliminacji niektórych niedoskonałości pomiaru pola powierzchni za pomocą planimetrii cyfrowej, która jest popularną techniką pomiarową. Zauważyłem, że nie w każdym przypadku markery kalibracyjne można przykleić w równych odległościach od brzegów rany i że niektóre rany nie są symetryczne tzn. znaczna część znajduje się przy jednym markerów. Takie sytuacje mogą powodować powstawanie zwiększonych błędów pomiarowych, ponieważ obliczanie średniej arytmetycznej z liczby pikseli na 1 cm potrzebnej do obliczenia pola powierzchni w cm^2 daje najmniejszy błąd, jeśli obszar rany rozciąga się symetrycznie pomiędzy markerami kalibracyjnymi. W pracy [H4] wykazałem, że do tego celu należy wykorzystać średnią ważoną po znalezieniu środka ciężkości obszaru rany i odległości tego środka od odcinków kalibracyjnych na kalibracyjnych markerach jednowymiarowych. Równanie uśrednionego współczynnika kalibracji k_w otrzymanego na podstawie średniej ważonej ma postać:

$$k_w = \frac{k_1 y_2 + k_2 y_1}{y_1 + y_2}, \quad (12)$$

gdzie y_1 i y_2 są odległościami środka ciężkości obszaru rany od odpowiednio odcinka kalibracyjnego L_1 i L_2 (**Rys. 2**), natomiast k_1 i k_2 są współczynnikami kalibracyjnymi z jednowymiarowych markerów kalibracyjnych odpowiednio R_1 i R_2 (**Rys. 2**). Jednostką współczynnika kalibracyjnego jest 1/cm.

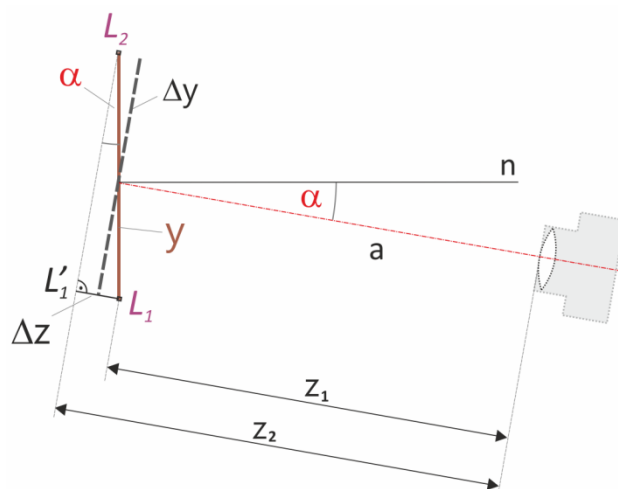
Obliczenia takiej średniej ważonej nie można wykonać w popularnych i darmowych programach graficznych, dlatego opracowałem aplikację *Planimator* do pomiaru pola powierzchni, w której odbywa się to automatycznie na podstawie współrzędnych zarysu obszaru rany wykonanego przez osobę wykonującą pomiar i po wskazaniu przez nią odcinków kalibracyjnych na jednowymiarowych markerach kalibracyjnych.

W planimetrii cyfrowej operator ma za zadanie w pierwszej kolejności sfotografować ranę wraz z widocznym markerem kalibracyjnym służącym do przeliczenia pikseli na jednostki pola powierzchni. Zdjęcie jest wykonywane aparatem, który jest trzymany przez niego w rękach i powinien być ustawiony tak, że oś optyczna obiektywu powinna być prostopadła do powierzchni, w której znajduje się rana i markery. W praktyce prawie zawsze występuje pewne odchylenie tej osi od kierunku prostopadłego do płaszczyzny rany.



Rys. 2. Widok rany W i dwóch jednowymiarowych markerów kalibracyjnych R_1 i R_2 znajdujących się w jednej płaszczyźnie C . Kąt φ jest kątem pomiędzy osią optyczną aparatu r i normalną n do płaszczyzny C . Normalna n wychodzi z płaszczyzny C w punkcie wspólnym osi optycznej r i płaszczyzny C . Płaszczyzny A i B zawierają normalną n , przy czym A jest prostopadła do markerów kalibracyjnych, natomiast B jest do nich równoległa; rzut osi optycznej r na płaszczyznę A daje odcinek a , natomiast jej rzut na płaszczyznę B daje odcinek b ; kąt α jest kątem pomiędzy normalną n i odcinkiem a , natomiast kąt β jest kątem pomiędzy normalną n i odcinkiem b . L_1 i L_2 są odcinkami kalibracyjnymi na kalibracyjnych markerach utworzonymi w aplikacji *Planimator* po wskazaniu przez użytkownika wykonującego pomiar ich punktów końcowych, natomiast y jest odległością pomiędzy tymi odcinkami.

Rys. 2 przedstawia kąt φ , który tworzy się pomiędzy osią optyczną obiektywu i normalną n do powierzchni rany C . Jeśli wyróżni się 2 płaszczyzny A i B (opis pod Rys. 2) przechodzące przez tę normalną, to oś optyczną obiektywu można na nie rzutować i otrzymać odpowiednio odcinki a i b , które z kolei utworzą z normalną kąty α i β . Odchylenie osi optycznej obiektywu jest sumą odchyżeń o kąt α w płaszczyźnie A i o kąt β w płaszczyźnie B . Odchylenie w płaszczyźnie B powoduje zmniejszenie szerokości rany na zdjęciu, ale takiemu samemu zmniejszeniu podlegają oba jednowymiarowe markery kalibracyjne, więc mierzona w jednostkach długości szerokość rany nie będzie się zmieniać. Natomiast odchylenie w płaszczyźnie A powoduje skrócenie wysokości rany na zdjęciu i przez to wynik pomiaru pola powierzchni będzie zaniżony. Podjąłem więc próbę oszacowania kąta α w celu uwzględnienia go w obliczeniach pola powierzchni rany.



Rys. 3. Przekrój układu przestrzennego pokazanego na Rys. 2 w płaszczyźnie A. α , n , a i y są objaśnione na **Rys. 2**. Δy jest rzeczywistym widokiem odcinka y na zdjęciu służącym do wykonania pomiaru pola powierzchni rany. Odległość pomiędzy punktami L_2 i L'_1 jest równa Δy , natomiast z_1 i z_2 są odległościami płaszczyzn, w których leżą odcinki kalibracyjne odpowiednio L_1 i L_2 od obiektywu aparatu wykonującego zdjęcie. Δz jest równe różnicy z_2 i z_1 .

Rys. 3 przedstawia rzut osi optycznej aparatu r z Rys. 2 na płaszczyznę A z dobrze widocznym kątem α i odcinkiem y , który jest odległością pomiędzy odcinkami kalibracyjnymi L_1 i L_2 znajdującymi się na jednowymiarowych markerach kalibracyjnych R_1 i R_2 (**Rys. 2**). Odcinki kalibracyjne wyznacza użytkownik podczas wykonywania pomiaru pola powierzchni w trakcie procedury kalibracji polegającej na wskazaniu na każdym markerze kalibracyjnym dwóch punktów, pomiędzy którymi szukane będą kreski podziałkowe markera kalibracyjnego. Znając współrzędne końców odcinków L_1 i L_2 można znaleźć długość odcinka y na zdjęciu, która wynosi Δy . Z Rys. 3 wynika, że

$$\operatorname{tg} \alpha = \frac{\Delta z}{\Delta y}, \quad (13)$$

i ponieważ $\Delta z = z_2 - z_1$, a długość odcinka Δy wyrażona w centymetrach jest równa N_y/k , to

$$\operatorname{tg} \alpha = \frac{z_2 - z_1}{\frac{N_y}{k}}, \quad (14)$$

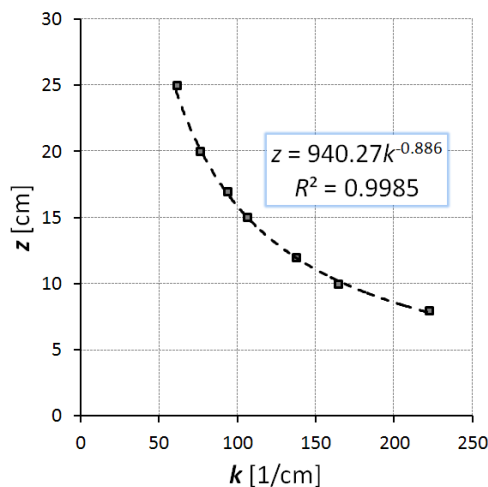
gdzie N_y jest liczbą pikseli w Δy , a $k = (k_1 + k_2)/2$ jest średnim współczynnikiem kalibracji. Ostatecznie kąt α jest równy

$$\alpha = \operatorname{arctg} \frac{k(z_2 - z_1)}{N_y}. \quad (15)$$

Obliczenie odległości z od danej płaszczyzny do obiektywu wykonałem po zauważeniu, że liczba pikseli na 1 cm w danej płaszczyźnie zmniejsza się wraz ze zwiększaniem się odległości tej płaszczyzny od obiektywu. Wykonałem procedurę polegającą na zarejestrowaniu współczynników kalibracyjnych dla 7 odległości (8-25 cm) jednowymiarowego markera kalibracyjnego od obiektywu i poszukiwaniu najlepszej funkcji opisującej tę zależność. Najlepsze dopasowanie uzyskałem dla funkcji potęgowej o postaci

$$z = ak^b \quad (16)$$

Dla smartfona Samsung Galaxy S4 wyznaczone współczynniki tego równania przedstawia Rys. 4.



Rys. 4. Zależność odległości z płaszczyzny od obiektywu aparatu od współczynnika kalibracyjnego k w tej płaszczyźnie dla smartfona Samsung Galaxy S4.

Z rysunku 3 wynika, że

$$\cos\alpha = \frac{\Delta y}{y}, \quad (17)$$

zatem rzeczywista długość odcinka y wynosi

$$y = \frac{1}{\cos\alpha} \Delta y. \quad (18)$$

Wyrażenie stojące w powyższym równaniu przed Δy można nazwać współczynnikiem korekcyjnym q równym

$$q = \frac{1}{\cos\alpha}. \quad (19)$$

Na zdjęciu wysokość rany ulega zmniejszeniu w takim samym stosunku, jak odcinek y , zatem jej skorygowane pole powierzchni S' będzie można obliczyć z równania:

$$S' = qS, \quad (20)$$

gdzie S jest wartością pola wyliczoną według równania:

$$S = \frac{N}{k_w^2}, \quad (21)$$

gdzie N jest liczbą pikseli w wielokącie wyznaczonym przez współrzędne punktów zarysu rany wykonanym przez wykonującego pomiar, natomiast k_w jest dane równaniem (12). Skorygowany wynik pomiaru pola powierzchni jest automatycznie liczony w aplikacji *Planimator* po wpisaniu do ustawień aplikacji współczynników a i b według równania (16). Sposób otrzymywania tych współczynników opisałem szczegółowo w instrukcji do aplikacji (punkt 7 *Distance equation for advanced mode*), ponieważ dla każdego modelu urządzenia muszą być one wyznaczone indywidualnie ze względu na różnice w układach optycznych aparatów w smartfonach, różne rozmiary matrycy i różne jej rozdzielczości. Instrukcja do

aplikacji *Planimator* jest dostępna pod linkiem bib/grupy/Pracownia-WDiTCM/Dokumenty/Planimator Manual.pdf.

Wpływ współczynnika korekcyjnego q na wynik pomiaru sprawdziłem po porównaniu wyników pomiaru pola powierzchni jednego zarysu rany dla przypadków, gdy ten współczynnik korekcyjny był, bądź nie był uwzględniony i dla różnych kątów odchylenia osi obiektywu aparatu w stosunku do normalnej do płaszczyzny rany [H4]. Pomiaru były wykonywane 12 razy dla każdego kąta odchylenia (0°, 5°, 10°, 15°, 20°). Średnie wartości pola powierzchni otrzymanego z uwzględnieniem współczynnika korekcyjnego dla kątów 0°, 5°, 10°, 15° były nieistotnie różne od wartości referencyjnej (poprawnej) pola powierzchni tego zarysu, natomiast w przypadku wyników niekorygowanych jedynie jedna średnia dla kąta 0° była nieistotnie różna od wartości poprawnej. Świadczy to o tym, że uwzględnianie współczynnika korekcyjnego ma istotny wpływ na otrzymanie prawidłowej wartości pola powierzchni dla kątów 0° – 15°. Dla większych kątów mogą pojawić się dodatkowe błędy, jednak uwzględnienie współczynnika korekcyjnego dla kątów większych od 15° umożliwia uzyskanie wyniku znacznie bliższego wartości poprawnej niż w przypadku jego całkowitego nieuwzględnienia.

Sprawdzenie wpływu wprowadzonych ulepszeń do pomiaru pola powierzchni, to znaczy wprowadzenie średniej ważonej i uwzględnienie kąta pochylenia osi optycznej obiektywu, na precyzję i dokładności pomiaru wykonałem poprzez porównanie wyników pomiarów aplikacją *Planimator* z wynikami uzyskanymi przy pomocy innych metod przedstawionych w pracy [H3] tj. urządzeniem Visitrak, Silhouette Mobile, aplikacją AreaMe oraz planimetrią cyfrową z wykorzystaniem 2 jednowymiarowych markerów kalibracyjnych i zdjęciami wykonanymi lustrzanką cyfrową, aparatem kompaktowym i smartfonem. Wykorzystałem te same zarysy ran ($N = 40$), których pomiary pól powierzchni już były dostępne i wykonałem pomiary za pomocą aplikacji *Planimator* układając je tak, jak były one układane poprzednio, czyli na płaskiej powierzchni. Tak, jak i wcześniej [H3] dokładność pomiaru badałem poprzez analizę błędów względnych, natomiast miarą precyzji metody pomiarowej było odchylenie standardowe (SD) względnych różnic. Mediana względnych błędów dla aplikacji *Planimator* (**0,32%**) była istotnie różna od mediany dla:

- a) urządzenia Visitrak (7,69%, $p < 0,0001$),
- b) urządzenia Silhouette Mobile (2,09%, $p < 0,0001$),
- c) aplikacji AreaMe (2,5%, $p < 0,0001$) i
- d) planimetrii cyfrowej na podstawie zdjęć ze smartfona (0,66%, $p < 0,002$).

Jednocześnie mediana względnych błędów dla *Planimatora* nie była istotnie różna od median dla planimetrii cyfrowej na podstawie zdjęć z aparatu kompaktowego (0,42%, $p = 0,17$) i zdjęć z lustrzanki (0,28%, $p = 0,66$).

SD względnych różnic dla aplikacji *Planimator* wynoszące **0,52%** było istotnie różne od SD względnych różnic dla:

- a) urządzenia Visitrak (8,92%, $p < 0,0001$),
- b) urządzenia Silhouette Mobile (5,83%, $p < 0,0001$),
- c) aplikacji AreaMe (3,54%, $p < 0,0001$) i

d) planimetrii cyfrowej na podstawie zdjęć ze smartfona (0,75%, $p = 0,001$).

Jednocześnie SD względnych różnic dla *Planimatora* nie było istotnie różne od SD dla planimetrii cyfrowej na podstawie zdjęć z aparatu kompaktowego (0,59%, $p = 0,070$) i z lustrzanki (0,58%, $p = 0,071$).

Duże znaczenie ma porównanie wyników z *Planimatora* z wynikami dla planimetrii cyfrowej na podstawie zdjęć ze smartfona, ponieważ różni je jedynie to, że w *Planimatorze* jest uwzględnione liczenie średniej ważonej współczynników kalibracji z obu jednowymiarowych markerów kalibracyjnych na podstawie środka ciężkości zarysu rany oraz wynik pomiaru jest korygowany na podstawie wyliczonego kąta pochylenia osi optycznej obiektywu względem normalnej do powierzchni, w której znajduje się rana i markery kalibracyjne. Aplikacja *Planimator* dała istotnie lepsze wyniki w tym porównaniu, co świadczy o skuteczności wprowadzonych modyfikacji.

W celu pokazania wpływu wszystkich dokonanych modyfikacjach, to znaczy: zastosowaniu dwóch jednowymiarowych markerów kalibracyjnych, obliczaniu średniej ważonego współczynnika kalibracji k_w i używaniu współczynnika korekcji q , zestawiałem poniżej ostatnie wyniki dla *Planimatora* z wynikami dla standardowej techniki z jednym jednowymiarowym markerem kalibracyjnym.

Dla zdjęć ze smartfona i techniki jednego markera mediana była równa 1,38%, natomiast dla *Planimatora* mediana ta była równa 0,32%, czyli całkowite zwiększenie **dokładności** pomiaru było około **4,3-krotne** dla wszystkich wprowadzonych modyfikacji.

Dla zdjęć ze smartfona i dla jednego markera SD względnych różnic było równe 2,14%, natomiast dla *Planimatora* SD względnych różnic było równe 0,52%, czyli zwiększenie **precyzji** pomiaru było około **4,1-krotne**.

Aplikacja *Planimator* jest unikatowa wśród aplikacji pozwalających na pomiar pola powierzchni ze względu na to, że uwzględnia automatycznie współczynnik korekcyjny q wynikający z pochylenia osi obiektywu aparatu oraz oblicza automatycznie ważony współczynnik kalibracji k_w ze współczynników kalibracji z dwóch jednowymiarowych markerów kalibracyjnych w zależności od ich odległości od środka ciężkości figury będącej zarysem rany. Obie te cechy zwiększają istotnie precyzję (około 4,1-krotnie) i dokładność (około 4,3-krotnie) pomiaru za pomocą planimetrii cyfrowej opartej na zdjęciach ze smartfona. Wykonywanie zdjęć smartfonem i natychmiastowe ich wykorzystywanie do pomiaru pola powierzchni skraca czas potrzebny na otrzymanie wyniku oraz eliminuje konieczność kopiowania zdjęć na komputer stacjonarny w celu ich załadowania do programu graficznego umożliwiającego pomiar pola powierzchni, co upraszcza procedurę wykonywania pomiaru. Dodatkowo w programie graficznym kalibracja przebiega w dość żmudny sposób, ponieważ użytkownik musi określić jaka liczba pikseli przypada na rzeczywistą jednostkę długości, np. na 1 cm. W aplikacji *Planimator* wystarczy jedynie wskazać 2 punkty na każdym z jednowymiarowych markerów kalibracyjnych widocznych na zdjęciu, a procedura wyznaczania współczynnika kalibracji automatycznie wykonuje poszukiwania kresek podziałkowych na markerze kalibracyjnym, liczy je i oblicza liczbę pikseli na 1 cm. Należy podkreślić, że do dokładnego pomiaru należy to zrobić dwukrotnie dla każdego z markerów

umieszczonych pod i nad raną, następnie wyliczyć średni współczynnik kalibracji i dopiero wprowadzić jego wartość w odpowiednie pole ustawień w programie graficznym. Uniknięcie takiej przedłużonej w czasie procedury kalibracyjnej może być istotne, szczególnie dla zapracowanego personelu medycznego.

Przykładowy film pokazujący proces pomiaru powierzchni rany za pomocą aplikacji *Planimator* zamieściłem w serwisie YouTube: [youtube.com/watch?v=rNCh6tUWoB4](https://www.youtube.com/watch?v=rNCh6tUWoB4) (należy włączyć angielskie podpisy z objaśnieniami).

W ramach prac opisanych w tym podrozdziale:

- 1) udowodniłem, że wykorzystanie 2 jednowymiarowych markerów kalibracyjnych w planimetrii cyfrowej do pomiaru pola powierzchni rany powoduje istotny wzrost dokładności pomiaru (średnio **4-krotnie**) i jego precyzji (średnio **3,8-krotnie**),
- 2) zaproponowałem używanie w planimetrii cyfrowej do obliczenia pola powierzchni w pomiarze z dwoma jednowymiarowymi markerami kalibracyjnymi współczynnika kalibracyjnego k_w obliczonego jako średnia ważona z dwóch współczynników po znalezieniu środka ciężkości obszaru rany i odległości tego środka od każdego z markerów kalibracyjnych,
- 3) oszacowałem kąt odchylenia osi optycznej obiektywu aparatu od normalnej do płaszczyzny, w której znajduje się rana i wykorzystałem go do obliczenia współczynnika korekcyjnego q , który zwiększa dokładność pomiaru pola powierzchni,
- 4) wykazałem na podstawie eksperymentu, że obliczany automatycznie w opracowanej przeze mnie aplikacji *Planimator* współczynnik korekcyjny q wynikający z pochylenia osi aparatu oraz obliczana automatycznie średnia ważona k_w ze współczynników kalibracji z dwóch jednowymiarowych markerów kalibracyjnych powodują znaczące zwiększenie dokładności (mediana błędów względnych zmniejszyła się z 0,66% do 0,32%) i precyzji (SD względnych różnic zmniejszyło się z 0,75% do 0,52%) pomiaru pola powierzchni w planimetrii cyfrowej w stosunku do techniki z dwoma markerami,
- 5) wykazałem, że z wykorzystaniem aplikacji *Planimator* można zwiększyć dokładność pomiaru pola powierzchni około **4,3-krotnie**, a precyzję około **4,1-krotnie** w stosunku do standardowej techniki pomiarów za pomocą planimetrii cyfrowej z 1 jednowymiarowym markerem kalibracyjnym i zdjęciami wykonanymi smartfonem.

Bardziej precyzyjna i dokładniejsza metoda pomiarowa stosowana w leczeniu przekłada się na uzyskanie mniejszych niepewności względnej zmiany pola powierzchni rany, a to w konsekwencji może przyczynić się do podejmowania trafniejszych decyzji terapeutycznych. Z tego powodu wprowadzone przeze mnie modyfikacje do planimetrii cyfrowej mogą być uznane za istotny wkład w dziedzinę inżynierii biomedycznej.

4.3.2.3. Ocena wpływu temperatury otoczenia na temperaturę stóp pacjentów z ZSC

Pomiary temperatury stóp u hospitalizowanych pacjentów z ZSC, które przeprowadzałem ze współpracownikami w ramach projektu ze stopą cukrzycową umożliwiły zaobserwowanie, że występują duże różnice mierzonych wartości temperatury powierzchni skóry stóp wokół

rany. Brak było w literaturze doniesień na temat możliwych przyczyn takiej zmienności. Zainicjowałem więc prace w tym temacie i postanowiłem sprawdzić doświadczalnie wpływ temperatury otoczenia na temperaturę obu stóp.

Pomiary temperatury były wykonywane za pomocą miniaturowych czujników z pamięcią opracowanych w Center for Biomedical Technology (Danube University, Krems, Austria), które rejestrowały co 5 minut oprócz temperatury również datę i godzinę wykonania pomiaru. Czujniki pomiarowe przygotowałem do pomiarów poprzez ich enkapsulację za pomocą żywicy epoksydowej. Następnie przeprowadziłem procedurę kalibracji sensorów w łaźni wodnej, w której temperatura była mierzona dokładnym termometrem rtęciowym o błędzie pomiarowym poniżej $0,1^{\circ}\text{C}$ i utrzymywana przez około 20 minut na 5 poziomach w zakresie od $22,5$ do $39,2^{\circ}\text{C}$. Wykonałem wykres rzeczywistej temperatury w funkcji wartości temperatury zarejestrowanej przez każdy z czujników i określiłem współczynniki liniowego równania regresji dla każdego sensora. Równanie regresji umożliwiało wyliczenie rzeczywistej temperatury na podstawie temperatury rejestrowanej przez czujnik. Rozdzielczość otrzymywanych wyników pomiaru temperatury była równa $0,2^{\circ}\text{C}$.

Do badań zakwalifikowano 20 hospitalizowanych pacjentów z ZSC i raną na jednej ze stóp. Grupę kontrolną stanowiło 10 zdrowych ochotników. Wśród chorych było 9 kobiet i 11 mężczyzn. Pacjentów z cukrzycą typu 2 było 16, a z cukrzycą typu 1 czterech. Średni wiek pacjentów był $56,4 \pm 6,9$ lat, a średni czas trwania cukrzycy $16,6 \pm 12,9$ lat. Każdy z pacjentów miał neuropatię sensoryczną w stopach, co zostało stwierdzone badaniami przy użyciu monofilamentu (Semmes-Weinstein 5.07/10 g) i stroika Rydela-Seifferra. Etiologia owrzodzeń była w 50% neuropatyczna, a w pozostałej części neuropatyczno-niedokrwienna. W przypadku 17 pacjentów rana spowodowała stan zapalny wymagający antybiotykoterapii.

Rejestrowano temperatury stóp i otoczenia przez jedną dobę u każdej z badanych osób. Zdrowi ochotnicy zostali poproszeni o nieograniczanie swojej dobowej aktywności. Czujniki były przyklejane klejem opatrunkowym do grzbietowej części obu stóp, natomiast czujnik rejestrujący temperaturę otoczenia mocowany był paskiem z rzepem powyżej kostki [H5, Fig. 2]. Ten ostatni czujnik był izolowany od skóry prostopadłością pianki poliuretanowej w celu istotnego ograniczenia pobierania przez niego ciepła od skóry, co fałszowałoby pomiar temperatury otoczenia. Przez rejestrowaną temperaturę otoczenia należy tutaj rozumieć temperaturę panującą około 2-3 cm na zewnątrz od nogi pacjenta na wysokości kostki i jeśli nogi były np. podczas snu nakryte kołdrą, to rejestrowana temperatura otoczenia była temperaturą pod kołdrą.

Współczynniki kierunkowe prostych regresji na wykresach temperatury stopy w funkcji temperatury otoczenia [H5] były dla osób zdrowych dla stopy lewej i prawej nieróżniące się statystycznie (odpowiednio $0,3768$ i $0,4023$, $p = 0,085$). U pacjentów ten współczynnik dla stopy z raną wyniósł $0,0908$, a dla stopy bez rany był równy $0,3096$. Ich porównanie dało wynik istotny z $p < 0,0001$. Mniejszy współczynnik dla stopy z raną świadczy o zmniejszonej czułości stopy z raną na zmiany temperatury otoczenia. Wyzaczyłem również zależność różnicy temperatury (ΔT) stopy z raną i temperatury stopy bez rany w funkcji temperatury otoczenia (T_a), która miała następującą postać:

$$\Delta T = -0,22 T_a + 7,01 . \quad (22)$$

Współczynnik kierunkowy (-0,22) i wyraz wolny (7,01) powyższego równania pochodzą z pracy [H5, Fig. 5], były istotne statystycznie ($p < 0,05$) i zostały zaokrąglone do 2 miejsc po przecinku.

Znaczenie prac opisanych w tym podrozdziale polega na wykazaniu, że różnica temperatur stóp pacjenta z zespołem stopy cukrzycowej i raną na jednej ze stóp jest zależna od temperatury otoczenia. Może to mieć istotny wpływ na zaproponowaną przez specjalistów wartość różnicy temperatur dwóch odpowiadających sobie obszarów stopy wywołującej alarm ostrzegawczy informujący o możliwości powstania rany u pacjenta z ZSC monitorowanego pod kątem możliwości wystąpienia rany [6, 7]. Ta graniczna wartość temperatury nie została przez nich uzależniona od temperatury otoczenia, co może powodować niewywołanie alarmu w podwyższonej temperaturze otoczenia, podczas gdy ten sam stan stóp spowodowałby wywołanie alarmu w niższej temperaturze otoczenia, ponieważ wtedy różnica temperatur byłaby większa.

Badania wpływu temperatury otoczenia na temperaturę stóp u osób z ZSC są nowatorskie, ponieważ w dostępnej literaturze naukowej nie były tego typu badania prezentowane, dlatego zakwalifikowałem metodę ciągłego monitorowania temperatury stóp pacjentów z ZSC do nowych metod opisywanych w niniejszym osiągnięciu.

4.3.3. Wspomaganie leczenia pacjentów z cukrzycą leczonych insuliną

W niniejszym podrozdziale omówię mój udział w pracach związanych z opracowaniem metody do obliczania dawki insuliny kompensującej posiłek na podstawie słownego opisu posiłku oraz system implementujący tę metodę do wspomaganie leczenia pacjentów z cukrzycą leczonych insuliną.

Pacjenci z cukrzycą korzystający z pompy insulinowej albo leczeni metodą intensywnej insulinoterapii za pomocą wielokrotnych wstrzyknięć muszą szacować wielkości posiłków i podać sobie dawkę insuliny, która spowoduje aktywowanie wątroby, tkanki mięśniowej i tłuszczowej do zaabsorbowania dużej ilości glukozy, która pojawia się we krwi w wyniku trawienia i przyswajania składników posiłku. To działanie insuliny jest często w skrócie określane jako kompensowanie posiłku. Do obliczenia tej kompensującej dawki (bolusa) potrzebna jest informacja o ilości węglowodanów, białka i tłuszczu w posiłku. Ilości te mogą być oszacowane na podstawie masy poszczególnych składników posiłku i zawartości w nich węglowodanów, białka i tłuszczu. Obliczenia takie mogą być długotrwałe i trudne dla niektórych pacjentów oraz mogą prowadzić do wystąpienia stresu i popełnienia błędów w obliczeniach. Niektórzy pacjenci używają aplikacji komputerowych (tak zwanych kalkulatorów bolusa), które przyspieszają te obliczenia, ale większość pacjentów albo przyjmuje zawsze stałą dawkę insuliny przed każdym typem posiłku (np. X jednostek przed śniadaniem, Y przed obiadem i Z przed kolacją), albo szacuje ją na podstawie wiedzy, którą mogła wynieść z kursów edukacyjnych dla pacjentów z cukrzycą. Na takich kursach pacjent

jest informowany ile średnio wymienników węglowodanowych (WW) znajduje się np. w średnim ziemniaku, średniej kromce chleba itd., następnie przy szacowaniu całego posiłku ma za zadanie zsumować liczbę WW ze wszystkich składników posiłku i pomnożyć tę sumę przez współczynnik insulina-wymiennik, żeby otrzymać liczbę jednostek insuliny do wstrzyknięcia przed posiłkiem albo ustawieniem pompy insulinowej do podania bolusa insuliny.

Dużym ułatwieniem dla pacjenta byłby system automatycznego szacowania wielkości posiłku. Badania systemów do monitorowania ilości zjedzonego pożywienia są obecnie w toku, a dostępne obecnie rozwiązania są oparte na noszonych czujnikach do monitorowania ruchów ręki, żucia i przełykania [22]. Nie ma jednak żadnego komercyjnego i gotowego do użycia takiego systemu, a dodatkowo takie systemy dostarczają wynik oszacowania po zakończeniu jedzenia, które może trwać kilkanaście minut, a nawet dłużej. Jest to niekorzystne, ponieważ bolus insuliny powinien być podany przed posiłkiem, ze względu na dość wolne wchłanianie insuliny wstrzykniętej podskórnie.

Opracowywane są również systemy oparte na rozpoznawaniu obrazów polegające na tym, że pacjent wykonuje zdjęcie posiłku, które jest analizowane w celu określenia produktów, z których się składa i ich masy. Na zdjęciu musi być obok posiłku wzornik kolorów i marker skali albo posiłek musi być np. sfotografowany na talerzu o znanym kolorze i wielkości [23]. Wadą tych systemów jest to, że dodanie nowej pozycji do bazy danych rozpoznawanych posiłków wymaga ponownego przeanalizowania wszystkich posiłków włącznie z tym nowym w celu uzyskania dobrej skuteczności rozpoznawania powiększonego zestawu posiłków.

Wykorzystano również możliwość automatycznego rozpoznawania mowy do wprowadzania danych w aplikacjach służących do monitorowania diety. Radfar i współ. [24] opisali urządzenie przeznaczone dla osób niedowidzących chorych na cukrzycę, w którym interfejs głosowy służył do sekwencyjnego wprowadzania nazwy produktu spożywczego, jego masy w gramach i potwierdzania poprawności rozpoznania każdej z tych danych. Niedogodnością tego systemu było to, że masa produktu spożywczego mogła być podana tylko w gramach i że istniała konieczność sekwencyjnego wprowadzania danych. Singley [25] w swoim patencie opisał wagę z interfejsem głosowym, dzięki której można było zważyć dany produkt, a jego nazwę wprowadzić albo głosowo, albo ręcznie poprzez wybranie z listy. Nie opisał on jednak jak głosowy opis produktu spożywczego miałby być zamieniany na pozycję na liście produktów, a ponadto działanie jego systemu nie zostało wykorzystane u osób z cukrzycą.

W Pracowni Wspomagania Intensywnych Terapii Metodami Inżynierii Biomedycznej w Instytucie Biocybernetyki i Inżynierii Biomedycznej im. M. Nałęcz PAN w ramach projektu finansowanego przez Narodowe Centrum Badań i Rozwoju podjęliśmy się opracowania głosowego systemu, który dokonywałby oszacowania posiłkowego bolusa insuliny na podstawie słownego opisu składników posiłku.

Moim oryginalnym wkładem w te prace jest metoda analizy tekstu stanowiącego opis słowny posiłku umożliwiająca zidentyfikowanie produktów spożywczych, ich mas, a

następnie ilości węglowodanów, białka i tłuszczu w posiłku. Działanie metody tej opiera się na autorskim algorytmie działającym w oparciu o **utworzone słowniki translacyjno-konwersyjne**. Główne zadania algorytmu sprowadzają się do identyfikacji w opisie składnika posiłku liczby lub liczb, miary i nazwy produktów spożywczych [H6].

Poszukiwanie liczb w opisie składnika posiłku jest poprzedzone wstępnym przetwarzaniem, ponieważ w opisach posiłków mogą się pojawić liczby zapisane słownie, oraz łańcuchy znaków niebędące liczbami np. 1/4. Dlatego utworzyłem słownik do konwersji takich słów i ciągów znaków na liczby, które można wykorzystać w obliczeniach. Np. konwersja słów *trzy czwarte* odbywa się 2-etapowo. Najpierw *trzy* jest zamieniane na 3 i *czwarte* na /4, a następnie jeśli jakaś liczba ma za sobą ciąg znaków z / na początku, to następuje podzielenie tej liczby przez liczbę znajdującą się po znaku / i wynik jest zapisywany w postaci liczby rzeczywistej.

Po identyfikacji liczb następuje identyfikacja miary, która w koniunkcji z liczbą umożliwi obliczenie masy produktu spożywczego. Na potrzeby działania tej metody analizy opisu posiłku zdefiniowałem miary bezwzględne, którymi były jednostki masy (*gramy, dekagramy* itd) i miary względne do których zaliczały się jednostki objętości i takie określenia jak: *mały, duży, średni, porcja, łyżka, szklanka* itp. Miary względne są przeliczane na masę produktu wyrażoną w gramach za pomocą opracowanego przeze mnie słownika translacyjnego. Słownik taki zawiera identyfikator składnika spożywczego, identyfikator miary i masę produktu w tej jednostce miary wyrażoną w gramach. Do wypełnienia tego słownika wykorzystałem dane zebrane przeze mnie i przez współpracowników.

Wielowyrzowe nazwy produktów spożywczych i miar są rozpoznawane w oparciu o słowniki zawierające wektory ciągów znaków. Każdemu produktowi z bazy produktów spożywczych i każdej z miar przyporządkowałem wektory ciągów znaków, które umożliwiały ich identyfikację. Wektory miały postać [***string0, string1, string2,..., stringN***], gdzie *stringN* oznacza ciąg znaków *n*-tego rzędu. Na podstawie analizy rozbudowanych nazw produktów spożywczych ustaliłem na potrzeby projektu wartość *n* na równe 4. Na przykład *jajko gotowane na twardo* posiada następujące wektory ciągów znaków: [*Jajko, gotowane, na twardo*], [*Jajka, gotowanego, na twardo*], [*Jajka, gotowane, na twardo*], [*Jajek, gotowanych, na twardo*]. Wektory posłużyły do zbudowania słowników produktów spożywczych i miar. Proces wypełniania tych słowników był czasochłonny i pomagali mi w tym współpracownicy.

Po wyszukaniu w tekście opisującym posiłek liczb i miary następuje łączenie niektórych specjalnych wyrazów z wyrazem występującym po nim w ciągu znaków. Te kluczowe wyrazy to *na, z, w, i, bez* itd. W ciągu znaków umieszczany był również znak spacji pomiędzy wyrazem kluczowym i następującym po nim w celu zachowania czytelności. Wyraz, przed którym nie było żadnego z wyrazów kluczowych był natychmiast zamieniany na ciąg znaków. Następnie powstałe ciągi znaków są poszukiwane w słowniku wektorów opisujących produkty. Najpierw przeszukiwane są ciągi rzędu zerowego i, jeśli taki ciąg jest odnaleziony, następuje poszukiwanie ciągów kolejnych rzędów, aż do jednoznacznego określenia tylko jednego produktu. Algorytm jest nieczuły na kolejność ciągów znaków, więc w wypowiedziach o nietypowym szyku wyrazów typu *na twardo jajek pięć gotowanych* jest

zawsze poprawnie znajdujący produkt spożywczy. Nie jest sprawdzana poprawność gramatyczna wypowiedzi oraz dodatkowo w słownikach umieszczone są różne formy gramatyczne dopełniacza liczby mnogiej dla niektórych nazw np. *dorszy* i *dorszów*. Słowniki rozbudowane są o regionalne nazwy produktów np. *kartofle*, które posiadają ten sam identyfikator składnika posiłku, który ma nazwa właściwa tzn. *ziemniak*).

W przypadku, gdy pacjent opisuje składnik posiłku w sposób niekompletny bądź skrótowy użytkownikowi przedstawia się do zaakceptowania domyślne wartości. Np. analiza tekstu *ziemniak* i *ziemniaki* jest inna. W tym pierwszym przypadku algorytm podpowiada użytkownikowi, że jest to *jeden średni (= 75 g) ziemniak gotowany*, a w drugim *jedna średnia porcja (= 300 g) ziemniaków gotowanych*. Pacjent musi albo zaakceptować zaproponowaną ilość i składnik posiłku, albo ponowić opis składnika z podaniem innej ilości oraz dokładnej nazwy produktu. Gdy nie jest podana liczba algorytm przyjmuje domyślnie *1*, zatem np. tekst *średnie jabłko* jest rozumiany jako *jedno średnie jabłko*.

Efektom analizy fragmentu tekstu opisującego składnik spożywczy jest zidentyfikowany składnik i jego ilość wyrażona w gramach. Na tej podstawie i z wykorzystaniem danych z tabeli wartości odżywczych, które zawierają ilości węglowodanów, białka i tłuszczu w 100 g danego składnika spożywczego, obliczana jest (z proporcji) ilość węglowodanów, białka i tłuszczu w opisanym składniku spożywczym.

Opis posiłku złożonego z wielu składników musi być wykonany z użyciem słowa kluczowego *przecinek* do oddzielenia opisu kolejnych składników. Przykładowo, użytkownik nie może opisywać swojego posiłku składającego się z bułki i 10 gramów masła jako *bułka z masłem dziesięć gramów*, lecz jako albo *bułka przecinek dziesięć gramów masła*, albo musi wykonać dwa osobne opisy słowne dwóch osobnych składników posiłku tzn. *bułka* i *dziesięć gramów masła*. W obu przypadkach uzyska ten sam wynik w postaci dwóch składników posiłku tzn. bułki i 10 gramów masła.

Po skompletowaniu listy składników spożywczych, z których składa się posiłek obliczana jest całkowita ilość węglowodanów, białka i tłuszczu w posiłku poprzez zsumowanie ilości cząstkowych ze wszystkich składników.

Opracowana przeze mnie metoda analizy tekstu została zaimplementowana w opracowanym systemie pod nazwą *VoiceDiab*, który składał się z aplikacji na smartfona, serwera rozpoznawania mowy, serwera analizy tekstu i serwera obliczania dawki insuliny. System rozpoznawania mowy został zakupiony na potrzeby realizacji projektu w firmie Unikon sp. z o.o. Na serwerze analizy tekstu zainstalowane zostało opracowane oprogramowanie realizujące opracowaną metodę analizy tekstu. Aplikacja na smartfonie wyświetla rozpoznane składniki posiłku i ich przykładowe zdjęcia, a w przypadku nieznaledzenia żadnego składnika w opisie znak zapytania na czerwonym tle. Dodatkowo sygnalizuje ikonami o kształcie kwadratu, koła i trójkąta w kolorach czerwonym, żółtym i zielonym jakość rozpoznania składnika, miary i liczby. Kolor zielony oznacza sukces, czerwony porażkę, a żółty użycie domyślności. Po znalezieniu składnika spożywczego następuje pobranie jego wartości odżywczych z bazy danych i obliczenie masy węglowodanów, białka i tłuszczu w opisanym komponencie posiłku i wysłanie tych danych do wyświetlenia na

smartfonie. Po skompletowaniu listy składników posiłku pacjent naciska przycisk obliczenia dawki insuliny. Aplikacja po wystaniu danych do serwera obliczania dawki insuliny i odebraniu danych wyświetla podsumowanie posiłku wraz z całkowitą dawką insuliny DI podzieloną na bolus prosty kompensujący węglowodany i przedłużony kompensujący białko i tłuszcz. DI jest liczone według [H8]:

$$DI = IW (WW + WBT) , \quad (23)$$

gdzie IW jest współczynnikiem insulina-wymiennik, WW liczbą wymienników węglowodanowych (1 WW = 10 g węglowodanów), a WBT liczbą wymienników białkowo-tłuszczowych. 1 WBT oznacza 100 kcal energii z białek i tłuszczów znajdujących się w produkcie spożywczym. Na potrzeby obliczeń energii przyjmuje się, że z 1 g białka otrzymywane są 4 kcal, a z 1 g tłuszczu 9 kcal.

Przesyłanie i przetwarzanie danych zajmuje kilka sekund zarówno w przypadku analizy tekstu, jak i obliczenia dawki insuliny przy połączeniu z internetem poprzez sieć GSM typu 3G i szybszych. Na potrzeby badań klinicznych do słowników systemu *VoiceDiab* wprowadzono dane o 899 produktach spożywczych, które zostały wyselekcjonowane przez dietetyka. Opracowany słownik umożliwiający ich rozpoznanie zawierał 5160 rekordów, słownik do rozpoznawania miar miał 565 rekordów, a słownik przyporządkowania *produkt – miara – masa* miał 2005 rekordów.

Przed zastosowaniem systemu *VoiceDiab* w badaniach klinicznych przeszedł on wstępne testy, które miały za zadanie ocenić jego przydatność do zastosowania. Wzięło w nich udział 34 pacjentów, w tym 21 dzieci, którzy opisali słownie 84 posiłki [H6]. Spośród 736 składników posiłków 92,3% zostało prawidłowo rozpoznanych po pierwszej próbie. W drugiej próbie system rozpoznał kolejne 4,5% składników, w trzeciej i następnych próbach 1,8%, a nie rozpoznał 1,5% składników. Wyniki tego testu posłużyły do wprowadzenia poprawek do systemu rozpoznawania mowy poprzez dodanie potrzebnych wyrazów oraz do uzupełnienia słowników językowych o brakujące określenia, których użyli pacjenci w testach.

W kolejnym badaniu z udziałem pacjentów testowana była dokładność systemu *VoiceDiab* w określaniu zawartości węglowodanów, białka i tłuszczu w posiłkach [H7]. Badanie przeprowadzono w Klinice Diabetologii i Chorób Wewnętrznych Szpitala Uniwersyteckiego WUM z udziałem 30 pacjentów z cukrzycą typu 1 w wieku 19-38 lat. Mieli oni za zadanie określać zawartość węglowodanów, białka i tłuszczu w posiłkach, które otrzymywali w szpitalu i zostało to porównane z wynikami dokładnych obliczeń przeprowadzonych przez dietetyka. Analiza 535 posiłków ujawniła, że system *VoiceDiab* niedoszacowuje kaloryczność śniadania o $7,2 \pm 24,4$ kcal (1,7%), obiadu o $55,6 \pm 54,8$ kcal (10,8%) i kolacji o $6,5 \pm 26,0$ kcal (1,2%). Nie było różnic w przypadku II śniadania i popołudniowej przekąski. Jeśli chodzi o wymienniki węglowodanowe w głównych posiłkach, system *VoiceDiab* przeszacowywał istotnie ich liczbę w przypadku śniadania i kolacji odpowiednio o $0,3 \pm 0,3$ WW (8,8%) i o $0,3 \pm 0,2$ WW (9,2%). Odsetek wszystkich przeszacowań dla 3 głównych posiłków w zakresie ± 1 WW był równy 96,3%, a 3,7% mieściło się w zakresie ± 2 WW. Duże przeszacowanie ilości węglowodanów przekłada się na przeszacowanie ilości insuliny, a to może być niekorzystne

dla pacjenta, bo naraża go na hipoglikemię poposiłkową. Kwestia niedokładności obliczenia ilości węglowodanów w posiłku była poruszana w literaturze i zostało stwierdzone, że rozbieżności na poziomie ± 10 g nie wpływają istotnie na wartość glikemii poposiłkowej [26], natomiast rozbieżności ± 20 g [27] mają istotny wpływ na tę glikemię. W przypadku systemu *VoiceDiab* odsetek przeszacowań ilości węglowodanów w posiłku na poziomie ± 20 g wystąpił tylko w 3,7% przypadków przeszacowań, natomiast pacjenci uczestniczący w badaniu nie byli narażeni na niebezpieczeństwo, ponieważ wyliczona przez pacjenta dawka nie była mu podawana, lecz o tej dawce decydował lekarz. Te przeszacowania są wynikiem skumulowania się niewłaściwego opisanie posiłku przez pacjenta i niedoskonałości systemu *VoiceDiab*, który korzysta z uśrednionych danych dotyczący produktów spożywczych i miar kuchennych typu łyżka, kromka, szklanka itd. Na przykład w systemie *VoiceDiab* masa kromki chleba była określona na 35 g, podczas gdy dietetyk szpitalny wartość tę określił na 28 g w wyniku zważenia kromek chleba podawanych w szpitalnych posiłkach. Reiterer i współ. [28] stwierdzili na podstawie symulacji, że o ile występujące przypadkowo niedokładności w oszacowaniu ilości węglowodanów w posiłku rzeczywiście pogarszają kontrolę metaboliczną, to błędy systematyczne w takich szacunkach prawie nie wpłyną na wyniki kontroli metabolicznej, ponieważ zostaną skompensowane zwiększonym lub zmniejszonym współczynnikiem insulina-wymiennik. Współczynnik ten jest ustawiany dla pacjenta przez lekarza diabetologa i podlega zmianom w trakcie leczenia w celu osiągnięcia jak najmniejszych odstępstw zmierzonych glikemii u pacjenta od zakresu docelowego.

Rzeczywisty wpływ systemu *VoiceDiab* na kontrolę metaboliczną został zbadany w badaniu klinicznym na grupie pacjentów leczonych ambulatoryjnie. Było to badanie krzyżowe (ang. *cross-over*) z udziałem 44 pacjentów z cukrzycą typu 1, których średni wiek był $16,8 \pm 10,2$ lat, średnia HbA1c $7,04 \pm 0,91\%$, a średni czas trwania cukrzycy $8,2 \pm 5,4$ lat. Wszyscy pacjenci używali osobistych pomp insulinowych, a ich glikemie były rejestrowane co 5 minut za pomocą urządzeń Platinum G4 firmy DexCom (USA). Każdy pacjent zaczynał losowo udział w badaniu albo od 4-dniowego okresu, w którym obliczanie dawki insuliny było wspomagane przez system albo od 4-dniowego okresu, w którym robił to bez wspomaganie systemem. Po pierwszym okresie pacjent miał 14-dniową przerwę (ang. *wash-out period*), a następnie ponownie był monitorowany w drugim 4-dniowym okresie, w którym nie był wspomagany, jeśli w pierwszym okresie miał wspomaganie systemu, albo, jeśli w pierwszym okresie nie był wspomagany, to w drugim był wspomagany. Analizowano następujące parametry:

- a) odsetek glikemii poposiłkowych po 2 godzinach od początku posiłku w zakresie 70 – 180 mg/dL,
- b) odsetki czasu, w których glikemia była:
 - mniejsza lub równa 70 mg/dL,
 - pomiędzy 70 – 180 mg/dL i
 - większa lub równa 180 mg/dL,
- c) zmienność glikemii wyrażona odchyleniem standardowym i
- d) średnia glikemia ze wszystkich pomiarów z danego okresu.

Każdy z powyższych parametrów został określony dla każdego pacjenta i dla każdego z dwóch okresów (1 i 2) badania. Różnica wartości parametru między jednym okresem i drugim została obliczona dla każdego pacjenta, a średnia dla wszystkich pacjentów została testowana czy jest istotnie różna od zera. Taka analiza jest poprawna, jeśli nie występują interakcje między okresami leczenia (ang. *period effect*) oraz między rodzajem leczenia (A albo B) i okresem badania (efekt przeniesienia, ang. *carry-over effect*) [29]. Istnienie interakcji między okresami badania było testowane przez zbadanie czy różnica pomiędzy dwiema średnimi M_1 i M_2 jest różna od zera. M_1 była liczona z różnic x_1-x_2 danego parametru dla okresu 1 i 2 dla pacjentów zaczynających udział w badaniu krzyżowym najpierw od leczenia A, natomiast M_2 była liczona z różnic x_1-x_2 tego parametru dla okresu 1 i 2 dla pacjentów zaczynających udział w badaniu krzyżowym najpierw od okresu B. Efekt przeniesienia był testowany z wykorzystaniem testu t dla różnic średnich pochodzących z dwóch prób. Średnia X_1 była średnią średnich x_i dla parametru obliczonego jako średnia arytmetyczna $(x_1+x_2)/2$ dla pacjentów zaczynających udział w badaniu krzyżowym najpierw od leczenia A. Średnia X_2 była średnią średnich x_i dla parametru obliczonego jako średnia arytmetyczna $(x_1+x_2)/2$ dla pacjentów zaczynających udział w badaniu krzyżowym najpierw od leczenia B. x_1 było wartością parametru w okresie 1, a x_2 w okresie 2. W niniejszym badaniu krzyżowym leczenie A oznacza wspomaganie pacjentów systemem *VoiceDiab*, natomiast B brak tego wspomagania. Okres 1 to pierwszy okres uczestnictwa pacjenta w badaniu krzyżowym, a okres 2 to drugi okres uczestnictwa następujący po okresie przerwy. W przypadku stwierdzenia istotnego wpływu efektu okresu lub efektu przeniesienia analiza efektu leczenia jest inna. Porównuje się testem t różnicę pomiędzy dwiema średnimi Y_1 i Y_2 . Y_1 jest liczona z wartości parametru z okresu 1 dla pacjentów zaczynających udział w badaniu krzyżowym najpierw od leczenia A, a Y_2 jest liczona z wartości parametru z okresu 1 dla pacjentów zaczynających udział w badaniu krzyżowym najpierw od leczenia B.

Analiza interakcji wykazała ich brak dla mierzonych parametrów (b), (c) i (d), natomiast dla parametru (a), to znaczy dla odsetka glikemii poposiłkowych po 2 godzinach od początku posiłku w zakresie 70 – 180 mg/dL, otrzymano istotny wynik dla efektu przeniesienia ($p = 0,028$).

Tabela 1. Wyniki klinicznego badania krzyżowego z wykorzystaniem systemu *VoiceDiab* (na podstawie [H8])

Parametr (jednostka)	Okres kontrolny (bez wspomagania)	Okres ze wspomaganie m systemem <i>VoiceDiab</i>	Różnica między okresem ze wspomaganie m systemem i okresem kontrolnym	Wartość p
(a) odsetek glikemii poposiłkowych po 2 godzinach od początku posiłku w zakresie 70 – 180 mg/dL, (%)	46,6 ± 17,4	58,6 ± 18,2	– ^	0,031*
(b) odsetek czasu z glikemią:				
≤70 mg/dL, (%)	8,5±6,7	8,2 ± 6,0	-0,32 ± 7,94	0,791
w zakresie 70 – 180 mg/dL, (%)	54,9 ± 13,6	55,6 ± 13,8	0,66 ± 14,54	0,764
≥180 mg/dL, (%)	36,6 ± 15,6	36,2 ± 15,1	-0,34 ± 15,41	0,883

(c) zmienność glikemii (SD glikemii) (mg/dL)	73,6 ± 15,1	69,8 ± 14,6	-3,8 ± 17,4	0,151
(d) średnia glikemia ze wszystkich pomiarów z danego okresu, (mg/dL)	163,5 ± 30,6	162,1 ± 27,8	-1,4 ± 28,7	0,747

*Dane podano jako średnie ± SD, ^ Wartość nie jest podana ze względu na wystąpienie efektu przeniesienia, * Ta wartość P jest podana dla testu niesparowanego ze względu na wystąpienie efektu przeniesienia*

Tabela 1 przedstawia wyniki analizy statystycznej dla przeprowadzonego badania krzyżowego. Dla parametrów (b) – (d) otrzymano wyniki nieistotne ($p > 0,05$) [H8], natomiast dla parametru (a) otrzymano wynik istotny ($p = 0,031$) z poprawą o 12 punktów procentowych. Dla tego parametru porównano grupę pacjentów, która nie używała systemu z grupą, która go używała. Odsetki wynosiły odpowiednio 46,6% i 58,6% dla grupy nieużywającej systemu i dla używającej system *VoiceDiab*. Ten wynik świadczy o korzystnym wpływie systemu *VoiceDiab*, ponieważ pacjenci stosujący system częściej mieli glikemię poposiłkową w pożądanym zakresie. Dodatkowo należy podkreślić, że mimo tego, że system w testach dokładnościowych przeprowadzonych z udziałem pacjentów hospitalizowanych przeszacowywał istotnie ilość węglowodanów w posiłku w 3,7% przypadków ogólnej liczby przeszacowań, to nie przełożyło się to na zwiększenie odsetka czasu z glikemią poniżej 70 mg/dL w przypadku pacjentów leczonych w warunkach ambulatoryjnych. Wartość tego parametru wyniosła $8,5 \pm 6,7\%$ dla grupy bez wspomagania systemem i $8,2 \pm 6,0\%$ dla pacjentów wspomaganych systemem *VoiceDiab*.

Po zakończeniu badań klinicznych została przeprowadzona ankieta wśród pacjentów, w której mogli oni ocenić system. Wszyscy pacjenci stwierdzili, że system wpłynął na ich lepsze wyniki kontroli metabolicznej, 70% potwierdziło łatwość używania systemu, a 40% uznało system za wysoce użyteczny [Zař.5.II.E.1]. Wśród niedogodności systemu wymieniane były braki w bazie produktów spożywczych, brak możliwości ręcznego wybierania produktów i trudności systemu rozpoznawania mowy w poprawnym rozpoznawaniu niektórych słów. Mimo tego, przeważająca część z nich (87%) zadeklarowała chęć używania systemu, gdyby był dostępny jako np. aplikacja ściągnięta na smartfona.

Podsumowując, można stwierdzić, że system *VoiceDiab* okazał się efektywny we wspomaganiu pacjenta z cukrzycą typu 1, ponieważ pacjenci stosując go nie uzyskali gorszych wyników leczenia niż w przypadku samodzielnego obliczania dawki insuliny. System wyróżnia się następującymi cechami:

- możliwość ustawienia domyślnych wartości ilości dla produktu spożywczego i prezentowania go użytkownikowi, gdy on nie określi tej ilości,
- podpowiadanie jakich miar może użytkownik użyć z danym produktem, jeśli w pierwszej próbie użył miary albo jednostki, która w systemie nie była skojarzona z tym produktem,
- wyświetlanie ostrzeżenia o tym, że wyliczona dawka insuliny przekracza ustawiony próg i może być niebezpieczna dla pacjenta,

- możliwość zdefiniowania w ustawieniach różnych wartości współczynnika insulina-wymiennik dla 7 okresów doby.

System *VoiceDiab* był pierwszym przetestowanym w badaniach klinicznych systemem do obliczania dawki insuliny na podstawie słownego opisu posiłku, dlatego może być uznany za nowatorski i został przeze mnie zakwalifikowany do cyklu przedstawiającego osiągnięcie naukowe.

Znaczenie prac opisanych w tym podrozdziale polega na wykazaniu, że możliwe jest opracowanie metody przetwarzania głosowego opisu posiłku na dawkę insuliny kompensującej ten posiłek i opracowanie systemu realizującego tę metodę, który zapewni utrzymanie kontroli metabolicznej u pacjentów z typem 1 cukrzycy na podobnym poziomie, jak w przypadku określania samodzielnego przez nich tych dawek.

4.3.4. Podsumowanie

Prowadzone przeze mnie prace i te, w których miałem znaczący udział w zakresie wspomagania leczenia pacjentów z cukrzycą, którzy również mogą mieć powikłanie w postaci stopy cukrzycowej można podzielić na dwie podstawowe grupy.

Pierwsza z nich obejmuje prace skoncentrowane na pacjentach z cukrzycą i przewlekłymi ranami na stopach. W tej części badań brałem udział w opracowaniu oryginalnego systemu telemedycznego *TeleDiaFoS* do monitorowania stanu pacjenta z zespołem stopy cukrzycowej przebywającego w domu oraz brałem udział w opracowaniu nowej metody teleopieki, która umożliwi zdalną ocenę stanu pacjenta i podjęcie decyzji o wezwaniu go na wizytę lekarską w przypadku niewystarczających postępów leczenia. **Moim oryginalnym wkładem** w system *TeleDiaFoS* jest moduł pacjenta będący bezprzewodowym urządzeniem teletransmisyjnym do automatycznego przesyłania obrazu stopy pacjenta i danych pomiarowych (glikemia i ciśnienie krwi) do centralnego serwera. Opracowałem również część oprogramowania systemu *TeleDiaFoS* do pomiaru pola powierzchni rany i obliczania procentowej zmiany tego pola. Ponadto w zakresie planimetrii cyfrowej stosowanej do pomiaru pola powierzchni ran:

- **zapropnowałem nową metodę** kalibracji z wykorzystaniem dwóch jednowymiarowych markerów kalibracyjnych, która zwiększa istotnie dokładność (**średnio 4-krotnie**) i precyzję pomiaru (**3,8-krotnie**),
- **wykazałem**, że w planimetrii cyfrowej w celu zwiększenia dokładności i precyzji pomiaru do obliczenia pola powierzchni w pomiarze z dwoma jednowymiarowymi markerami kalibracyjnymi należy użyć współczynnika kalibracyjnego (k_w) obliczonego jako średnia ważona z dwóch współczynników otrzymanych z tych markerów,
- **udowodniłem**, że możliwe jest oszacowanie kąta odchylenia osi optycznej obiektywu aparatu od normalnej do płaszczyzny, w której znajduje się rana i obliczenie na tej podstawie współczynnika korekcyjnego (q),
- **udowodniłem doświadczalnie**, że użycie w planimetrii cyfrowej ważonego współczynnika kalibracyjnego k_w i skorygowanie wyniku współczynnikiem

korekcyjnym q powodują znaczące zwiększenie dokładności (około **4,3-krotne**) i precyzji pomiaru pola powierzchni (**4,1-krotne**).

W zakresie tej grupy tematycznej **wykazałem doświadczalnie**, że różnica temperatury stopy pacjenta z zespołem stopy cukrzycowej z raną i temperatury drugiej stopy bez rany jest zależna od temperatury otoczenia. W związku z tym zaproponowałem uzależnienie od temperatury otoczenia wartości różnicy temperatur dwóch odpowiadających sobie obszarów stóp, której pewna wartość wywołuje alarm ostrzegawczy informujący o możliwości powstania rany u pacjenta, który nie ma ran na stopach, ale jest w grupie ryzyka i podlega monitorowaniu.

Druga grupa prac dotyczyła wspomaganie pacjentów chorych na cukrzycę w celu polepszenia ich kontroli metabolicznej lub utrzymanie tej kontroli i niedopuszczenie przez to do rozwinięcia się groźnych powikłań cukrzycy. W zakresie tej tematyki **opracowałem autorską metodę** przetwarzania słownego opisu posiłku na zawartość węglowodanów, białka i tłuszczu w posiłku. Na tej podstawie w systemie *VoiceDiab* obliczana była dawka insuliny kompensująca zwiększone stężenie glukozy we krwi po spożyciu tego posiłku. **Miałem również znaczący wkład w opracowanie** systemu *VoiceDiab* opartego na tej metodzie i zapewniającego utrzymanie kontroli metabolicznej u pacjentów z typem 1 cukrzycy na podobnym poziomie, jak w przypadku określania samodzielnych dawek kompensujących przez tych pacjentów lub ich opiekunów.

Prace z pierwszej grupy zostały zauważone w środowisku naukowym, o czym świadczy ich sumaryczna liczba cytowań na podstawie Web of Science Core Collection wynosząca **33**. Prace z grupy drugiej grupy są nowsze (z lat 2015 – 2018), ale już doczekały się w sumie **9** cytowań w Web of Science Core Collection.

Praktyczne zastosowanie wyników moich prac przedstawionych w niniejszym osiągnięciu są następujące:

1. Aplikacja *Planimator* jest wykorzystywana w Klinice Diabetologii Szpitala WUM w Warszawie w pracy doktorskiej do pomiarów ($n > 400$) pól powierzchni ran na stopach u hospitalizowanych pacjentów. Wcześniej była ona wykorzystana w badaniu wpływu szybkości gojenia się ran u szczurów z zaindukowaną cukrzycą, które były leczone albo insuliną, albo metforminą, a wstępne wyniki przedstawiono na prezentacji plakatowej [**Zał.5.II.B.K80**].
2. Na używanie systemu *VoiceDiab* Instytut Biocybernetyki i Inżynierii Biomedycznej im. M. Nałęczka PAN udzielił licencji Instytutowi Diabetologii (Warszawa) do wykorzystania go w celach edukacyjnych.

Zaprezentowane w niniejszym osiągnięciu systemy otrzymały nagrody lub przyczyniły się do ich zdobycia.

Grupa na Rzecz Innowacji w Opiece Zdrowotnej przyznała pierwszą nagrodę w konkursie **Innowacje dla Zdrowia 2009** w kategorii Innowacyjne technologie medyczne za *Skomputeryzowany system nadzorowania przebiegu leczenia chorych z zespołem stopy*

cukrzycowej (TeleDiaFoS) jego twórcom w składzie: **Piotr Foltiński**, Piotr Ładyżyński, Jan Maria Wójcicki, Karolina Migalska-Musiał.

System *VoiceDiab* był jednym z głównych osiągnięć Instytutu Biocybernetyki i Inżynierii Biomedycznej im. M. Nałęczka PAN, za które otrzymał on nagrodę w kategorii **Innowacyjna Firma** przyznaną przez Polską Agencję Przedsiębiorczości podczas VI Polskiego Kongresu Przedsiębiorczości (2018).

W ramach prac statutowych przeprowadziłem 80% prac związanych z opracowaniem angielskojęzycznej wersji systemu *VoiceDiab*. Taka wersja posiada przewagę nad wersją polskojęzyczną podczas prezentacji systemu na forum międzynarodowym. Na podkreślenie zasługuje fakt, że zbudowana struktura baz danych nie musiała być modyfikowana na potrzeby angielskojęzycznej wersji. Zmodyfikowane zostały jedynie zawartości słowników językowych i słownika produkt–miara–masa. Demonstracyjny film pokazujący określanie dawki insuliny przez system *VoiceDiab* pracujący w języku angielskim dla posiłku składającego się z 5 składników jest dostępny w serwisie YouTube: [youtube.com/watch?v=eqOPWhZVp7E](https://www.youtube.com/watch?v=eqOPWhZVp7E).

Literatura

1. *Global Report on Diabetes*, World Health Organization 2016.
2. Centers for Disease Control and Prevention. *National Diabetes Statistics Report, 2017*. Atlanta, GA: Centers for Disease Control and Prevention, US Department of Health and Human Services; 2017.
3. Skyler JS (1996) Diabetic complications. The importance of glucose control. *Endocrinol Metab Clin North Am.* 25:243-54.
4. Weledji EP, Fokam P (2014) Treatment of the diabetic foot - to amputate or not? *BMC Surg.* 14:83.
5. Papanas N, Papatheodorou K, Papazoglou D, Monastiriotis C, Maltezos E (2009) Foot temperature in type 2 diabetic patients with or without peripheral neuropathy. *Exp Clin Endocrinol Diabetes* 117:44-47.
6. Lavery LA, Higgins KR, Lanctot D, Constaninides GP, et al. (2007) Preventing diabetic foot ulcer recurrence in high-risk patients: the use of temperature monitoring as a self-assessment tool, *Diabetes Care* 30:14-20.
7. Armstrong DG, Holtz-Neiderer K, Wendel CS, Mohler MJ, Kimbriel HR, Lavery LA (2007) Skin temperature monitoring reduces the risk for diabetic foot ulceration in high-risk patients, *Am J Med* 120:1042-1046.
8. Steed DL, Attinger C, Colaizzi T, Crossland M, Franz M, Harkless L et al. (2006) Guidelines for the treatment of diabetic ulcers. *Wound Repair Regen* 14:680-692.
9. Sheehan P, Jones P, Caselli A, Giurini JM, Veves A (2003) Percent change in wound area of diabetic foot ulcers over a 4-week period is a robust predictor of complete healing in a 12-week prospective trial. *Diabetes Care* 26:1879-82.

10. Cardinal M, Eisenbud DE, Phillips T, Harding K (2008) Early healing rates and wound area measurements are reliable predictors of later complete wound closure. *Wound Repair Regen* 16:19–22.
11. Lavery LA, Barnes SA, Keith MS, Seaman JW, Armstrong DG (2008) Prediction of healing for postoperative diabetic foot wounds based on early wound area progression. *Diabetes Care* 31:26-29.
12. Coerper S, Beckert S, Kuper MA, Jekov M, Konigsrainer A (2009) Fifty percent area reduction after 4 weeks of treatment is a reliable indicator for healing - analysis of a single-center cohort of 704 diabetic patients. *J Diabetes Complications* 23:49-53.
13. Hingorani A, LaMuraglia GM, Henke P, Meissner MH, Loretz L, Zinszer KM et al. (2016) The management of diabetic foot: A clinical practice guideline by the Society for Vascular Surgery in collaboration with the American Podiatric Medical Association and the Society for Vascular Medicine. *J Vasc Surg.* 63(2 Suppl):3S-21S. doi: 10.1016/j.jvs.2015.10.003.
14. Ablaza VJ, Fisher J (1998) Telemedicine and wound care management. *Home Care Provid* 3:206–11.
15. Kim HM, Lowery JC, Hamill JB, Wilkins EG (2003) Accuracy of a web-based system for monitoring chronic wounds. *Telemed J E Health* 9:129-140;
16. Constantino MI, McGill M, Yue DK, Bolton T (2000) Telemedicine in diabetes footcare: How technology overcomes the problem of distance and isolation, *Diabetes Research and Clinical Practice*, 50(Suppl 1):196.
17. Clemensen J, Larsen SB, Kirkevold M, Ejksjaer N (2008) Treatment of diabetic foot ulcers in the home: video consultations as an alternative to outpatient hospital care. *Int J Telemed Appl.* 2008:132890. doi: 10.1155/2008/132890.
18. Bus SA, Hazenberg CE, Klein M, Van Baal JG (2010) Assessment of foot disease in the home environment of diabetic patients using a new photographic foot imaging device. *J Med Eng Technol* 34:43–50.
19. Plassmann P (1995) Measuring wounds: a guide to the use of wound measurement techniques. *Journal of Wound Care* 4:269-272.
20. Rennert R, Golinko M, Kaplan D, Flattau A, Brem H (2009) Standardization of wound photography using the Wound Electronic Medical Record. *Adv Skin Wound Care* 22:32-8.
21. Chang AC, Dearman B, Greenwood JE. (2011) A comparison of wound area measurement techniques: visitrak versus photography. *Eplasty.* 11:e18.
22. Vu T, Lin F, Alshurafa N, Xu W (2017) Wearable Food Intake Monitoring Technologies: A Comprehensive Review. *Computers* 6, 4; doi:10.3390/computers6010004.
23. Bally L, Dehais J, Nakas CT, Anthimopoulos M, Laimer M, Rhyner D et al. (2017) Carbohydrate Estimation Supported by the GoCARB System in Individuals With Type 1 Diabetes: A Randomized Prospective Pilot Study. *Diabetes Care* 40:e6-e7.

24. Radfar MH, Hamilton M, Ming A (2011) A voice activated device for insulin dosage calculations for visually impaired diabetes, 24th Canadian Conference on Electrical and Computer Engineering (CCECE), IEEE, pp. 904-907.
25. Singley J (2005) Method, system, and computer program for performing carbohydrate/insulin calculation based upon food weight. Patent US2005041022 A1.
26. Smart CEM, Evans M, O'Connell SM, McElduff P, Lopez PE, Jones TW, Davis EA, King BR (2013) Both dietary protein and fat increase postprandial glucose excursions in children with type 1 diabetes, and the effect is additive. *Diabetes Care* 36:3897–902.
27. Smart CE, King BR, McElduff P, Collins CE. (2012) In children using intensive insulin therapy, a 20-g variation in carbohydrate amount significantly impacts on postprandial glycaemia. *Diabet. Med.* 29:e21–e24.
28. Reiterer F, Freckmann G, del Re L. (2018) Impact of Carbohydrate Counting Errors on Glycemic Control in Type 1 Diabetes. *IFAC-PapersOnLine* 51:186-191. DOI: 10.1016/j.ifacol.2018.11.645.
29. Pocock SJ. *Clinical Trials – A Practical Approach*. John Wiley & Sons, Chichester, 1983.

5. Omówienie pozostałych osiągnięć naukowo-badawczych

Pozostałe osiągnięcia omówiłem poniżej z podziałem na dwa okresy rozdzielone momentem obrony pracy doktorskiej.

5.1. Okres przed doktoratem

Po obronie pracy magisterskiej na Wydziale Mechatroniki Politechniki Warszawskiej zostałem zatrudniony w Instytucie Inżynierii Precyzyjnej i Biomedycznej Wydziale Mechatroniki Politechniki Warszawskiej, gdzie opracowałem urządzenie do pomiaru rzutu minutowego i skurczowego serca na podstawie zmian admitancji elektrycznej klatki piersiowej. Było to rozwinięcie mojej pracy magisterskiej, podczas której opracowałem zasadnicze moduły tego urządzenia. Jeszcze w tym samym roku zacząłem Studia Doktoranckie na PW w Warszawie, których efektem była praca doktorska, którą obroniłem w 2001 roku. W trakcie pracy nad doktoratem opracowałem skomputeryzowane stanowisko do pomiaru natężenia przepływu krwi w kończynach na podstawie zmodyfikowanej metody pletyzmograficznej. Można ją nazwać pletyzmografią grawitacyjną, ponieważ w pomiarze wykorzystane jest przemieszczanie się krwi w żyłach kończyny podczas zmieniania położenia kończyny względem poziomu serca. W pierwszej fazie kończyna jest unoszona powyżej poziomu serca w celu zminimalizowania ilości krwi w żyłach, a następnie po kilkunastu sekundach kończyna jest opuszczana poniżej poziomu serca i rejestrowane są zmiany impedancji elektrycznej segmentu pomiarowego związane z akumulowaniem się krwi w żyłach przed chwilą, gdy krew na tyle wypełni żyły, że wzrośnie w nich ciśnienie i krew zacznie płynąć w kierunku serca, co trwa od kilku do kilkunastu ewolucji serca. W tym czasie impedancja elektryczna zmniejsza się w sposób liniowy i ten liniowy fragment jest

wykorzystany do obliczenia przepływu krwi przez sieć naczyń włosowatych, czyli do obliczenia tkankowego natężenia przepływu krwi. W pracy doktorskiej porównałem między innymi wartości natężenia tkankowego przepływu krwi otrzymane za pomocą klasycznej pletyzmografii elektrycznej i te uzyskane za pomocą mojej zmodyfikowanej metody. Ważną cechą tej zmodyfikowanej metody jest to, że wyeliminowany został mankiet pneumatyczny, który był obiektem krytyki ze względu na możliwość ograniczania napływu krwi do segmentu pomiarowego i powodowania przez to niedoszacowania mierzonej wartości natężenia przepływu krwi. Innym oryginalnym osiągnięciem z doktoratu było wykazanie przesuwania się płynów ustrojowych (limfy) w kończynach dolnych po zmianie pozycji z pionowej na poziomą, które wpływa na średnią rezystywność tkanek kończyny.

W Instytucie Medycyny Doświadczalnej i Klinicznej PAN w Warszawie byłem zaangażowany w prace nad niedokrwieniem hipokampu szczura. Pracami kierował Prof. Jerzy Łazarewicz. Na potrzeby tych prac opracowałem zasadniczą część przystawki światłowodowej umożliwiającej pomiary stężenia jonów Ca^{+2} w hipokampie mózgu szczura oraz wysokowydajną naświetlarkę pierścieniową do wywoływania wałka niedokrwienego w hipokampie szczura [publikacja: Zielonka P, Salinska E, Foltynski P, Lazarewicz J (1996) Application of a quartz fibre optic probe for the monitoring of changes in intracellular Ca^{2+} in the rat hippocampal slices. Polish Journal of Medical Physics And Engineering, 1996, 2:49-58]. Na potrzeby prowadzonych prac skonstruowałem również ulepszony aparat stereotaktyczny do mocowania głowy szczura na czas przeprowadzania eksperymentu. Dodatkowo opracowałem i wykonałem przyrząd do szybkiego cięcia mózgu szczura na plastry o grubości 1 mm. Drugi egzemplarz takiego przyrządu wykonałem dla Instytutu Biologii Doświadczalnej im. M. Nenckiego PAN w Warszawie.

5.2. Aktywność naukowa po obronie doktoratu

W 2001 w ramach umowy o współpracy naukowej podpisanej przez Prof. Macieja Nałęcza i Prof. Tatsuo Togawę zostałem zaproszony do Institute of Biomaterials and Bioengineering (Tokyo Medical and Dental University) i rozpocząłem tam prace nad systemem do ciągłego monitorowania aktywności gruczołów potowych. Prof. Togawa był inicjatorem rozwoju systemu pomiarowego opartego na pomiarze przewodnictwa elektrycznego wody dejonizowanej przepompowywanej nad wylotem gruczołu potowego. Taka woda posiada niską przewodność elektryczną i dlatego nawet niewielka ilość potu zawierającego stosunkowo dużo jonów zwiększa wielokrotnie jej przewodnictwo, co można rejestrować jako zmianę napięcia wyjściowego za pomocą dedykowanego układu pomiarowego. Podczas mojego 2-miesięcznego pobytu w laboratorium Prof. Togawy opracowałem 2-kanalową wersję systemu, która została opisana w materiałach konferencyjnych [Załącznik 5.II.L.12] i przedstawiona przeze mnie podczas referatu konferencyjnego. Opracowałem również procedurę osadzania komory pomiarowej nad wylotem jednego gruczołu potowego. Po powrocie z Tokio przygotowałem w Instytucie Biocybernetyki i Inżynierii Biomedycznej im. M. Nałęcza PAN ulepszoną wersję systemu pomiarowego z 4 kanałami pomiarowymi i czujnikiem około 40 razy bardziej czułym na zmiany rezystywności wody dejonizowanej. W

kolejnym roku system ten został wykorzystany podczas mojego kolejnego pobytu (1 miesiąc) w laboratorium Prof. Togawy do pomiarów w komorze klimatycznej. System opisałem w publikacji [Załącznik 5.II.E.11] wraz z zaprezentowaniem porównawczych pomiarów uzyskanych za pomocą urządzenia do pomiaru natężenia wydzielania potu wykorzystującego wentylowaną kapsułę. Następnie system został wykorzystany do pomiarów wydzielania potu u osób z nadpotliwością, a wyniki przedstawiono w prezentacjach konferencyjnych [Załącznik 5.III.B.K24, Załącznik 5.III.B.K25]. Do dalszych prac nad systemem pomiarowym brakowało mi systemu symulującego wydzielanie potu, który dostarczałby pewną porcję rozcieńczonej soli fizjologicznej do strumienia wody destylowanej przepływającej przez komorę pomiarową. Wykonałem taki mechaniczny symulator, który pozwolił mi na zbadanie zależności amplitudy sygnału wyjściowego od natężenia przepływu wody dejonizowanej przy podawaniu takiej samej objętości płynu symulującego pot. Opisałem to i przedstawiłem na posterze konferencyjnym [Załącznik 5.III.B.1]. W kolejnych latach ulepszyłem czujniki pomiarowe poprzez dodanie modyfikatora przepływu wody dejonizowanej nad wylotem gruczołu potowego i opracowałem ulepszoną procedurę umieszczania czujnika nad wylotem gruczołu z wykorzystaniem przewodnicy. Modyfikator przepływu wymuszał lepsze mieszanie się wody z wydzielanym potem, natomiast ulepszona procedura osadzania skracała czas potrzebny na osadzanie czujników, które wcześniej wykonywane było ręcznie z wykorzystaniem lupy. Zmodyfikowany system został opisany w publikacji [Załącznik 5.II.A.12].

System monitorowania gruczołów potowych miałem okazję zastosować w 2006 roku w badaniach wykonywanych w laboratorium u Prof. Pasi Karjalainena z Biomedical Signal Analysis and Medical Imaging Research Group (Department of Physics, University of Kuopio, Finlandia). Porównywaliśmy sygnały z systemu monitorowania wydzielania potu z gruczołów potowych z sygnałem odpowiedzi galwanicznej skóry (ang. *Galvanic Skin Response*).

Opracowywanie systemu do monitorowania wydzielania potu było działaniem z zamierzeniem wykorzystania go u osób z cukrzycą, które mają w pewnych okolicznościach bardzo niskie stężenie glukozy we krwi – hipoglikemię. Jedną z cech tego stanu jest wydzielanie potu, więc monitorowanie jego wydzielania mogłoby umożliwić opracowanie urządzenia ostrzegającego o stanie hipoglikemicznym. Niestety sygnał wyjściowy z systemu monitorowania wydzielania potu okazał się bardzo wrażliwy na artefakty ruchowe, co wykluczyło go z zastosowania w takim celu.

W 2011 roku współpracowałem z Doktorem n. med. Mariuszem Szabelą z Oddziału Chirurgii Plastycznej Medycznego Centrum Kształcenia Podyplomowego w Warszawie. Badaliśmy osoby po przebytym zabiegu uwolnienia cieśni nadgarstka. Wykonane pomiary przezskórnej utraty wody z powierzchni dłoni wykazały, że parametr ten ma różne wartości w różnych miejscach dłoni i jest ma inne wartości u pacjentów po zabiegu niż u osób zdrowych [Załącznik 5.III.B.8]. Wykonaliśmy również pomiary impedancji elektrycznej skóry z blizną po zabiegu i porównaliśmy je z wartościami u osób zdrowych. Mediany rezystancji, reaktancji i kąta przesunięcia fazowego były u osób zdrowych większe niż u pacjentów z blizną po zabiegu. Rezystancja obszaru skóry z blizną była mniejsza niż skóry bez blizny u tych pacjentów [Załącznik 5.III.B.7].

Po zakończeniu projektu *TeleDiaFoS* wykonywaliśmy w Pracowni pomiary porównawcze pól powierzchni ran wykonywanych różnymi urządzeniami. W trakcie korzystania z urządzenia Visitrak (Smith & Nephew, UK) można było zauważyć, że wykonanie kolejnego obrysu rany potrzebnego do obliczenia pola może powodować powstawanie błędów, ponieważ nie można tego zrobić dokładnie prowadząc elektroniczny pisak ręką. Zainicjowałem opracowanie aplikacji na smartfona, która umożliwiałaby automatyczne rozpoznanie wykonanego konturu rany, automatyczne pobranie informacji o rzeczywistej skali (liczbie pikseli w obrazie przypadającej na 1 cm) i obliczenie wyniku pomiaru pola powierzchni konturu. Opracowałem algorytm realizujący to zadanie i napisałem część kodu programu odpowiedzialną za rozpoznanie konturu rany i obliczenie pola powierzchni rany. Gotowa aplikacja pod nazwą AreaMe została opracowana pod system operacyjny Windows Mobile przez zawodowego programistę. W celu zwiększenia jej funkcjonalności zainicjowałem dodanie do niej graficznej prezentacji zmian pola powierzchni rany w funkcji czasu oraz wysyłanie wyników pomiarów do bazy danych na serwerze. Wyniki pomiarów aplikacją AreaMe były istotnie dokładniejsze niż urządzeniem Visitrak, zwłaszcza w zakresie niewielkich pól powierzchni poniżej 1 cm². Aplikacja AreaMe została wdrożona do użytkowania w Klinice Diabetologii Szpitala WUM w Warszawie i wykorzystana w pracy doktorskiej przez jednego z lekarzy. Obszerne porównanie wyników pomiaru aplikacją AreaMe z wynikami pomiarów dwoma urządzeniami komercyjnymi (Visitrak oraz Silhouette Mobile) zostało przedstawione w publikacji [Zař.5.II.A.7].

Efektom mojego zaangażowania w prace związane porównywaniem skuteczności niektórych leków przeciwnowotworowych jest udział (około 30%) w powstaniu symulatora metaBial (<http://metabial.ibib.waw.pl>) do porównywania skuteczności różnych leków stosowanych w chemioterapii i immunoterapii u pacjentów z przewlekłą białaczką limfocytową B-komórkową. Umożliwia on porównanie czasu do progresji choroby i całkowitego czasu przeżycia dla takich leków i preparatów jak: chlorambucyl, bendamustyna, fludarabina, alemtuzumab, rituximab i ich niektórych kombinacji.

Opracowany na Politechnice Warszawskiej w ramach pracy doktorskiej nieinwazyjny układ do pomiaru przepływu krwi nie był dostępny w Instytucie Biocybernetyki i Inżynierii Biomedycznej im. M. Nałęcza PAN, podjąłem więc prace mające na celu odtworzenie go do stosowania w Pracowni, w której pracowałem. Rozbudowałem go o czujnik do pomiaru temperatury, ponieważ temperatura skóry segmentu pomiarowego kończyny, w którym odbywa się pomiar natężenia przepływu krwi jest istotna w kontekście interpretacji wyniku.

Współpraca z Prof. D. Falkenhagenem i Doktorem M. Brandlem z Donau University (Krems, Austria) umożliwiła zastosowanie w Pracowni, w której pracowałem systemu do ciągłego monitorowania temperatury, którego niewielki sensor pomiarowy wraz baterią mógł być umieszczany na skórze osoby badanej i mógł rejestrować jej temperaturę. Wstępne wyniki stosowania sensorów zostały przedstawione w publikacji [Zař.5.II.A.11]. Okazało się, że u osoby zdrowej różnica temperatur stóp może wynosić nawet 1,4°C, a żywica epoksydowa zastosowana do zabezpieczenia mechanicznego sensorów nie powoduje podrażnienia skóry.

Byłem i jestem zaangażowany w projekty realizowane w Pracowni, której jestem członkiem. W projekcie *TeleMed* [Zař.5.II.J.9] opracowałem około 30% oprogramowania bazodanowego do integracji danych i do wizualizacji wyników. W innym projekcie dotyczącym wykorzystania techniki mikrodializy u osób z cukrzycą [Zař.5.II.J.8] nadzorowałem część sprzętu pomiarowego i zajmowałem się przetwarzaniem części danych. W czasie realizacji projektu *Modelowe Centrum Leczenia Cukrzycy* [Zař.5.II.J.7] uczestniczyłem w opracowywaniu koncepcji, nadzorowałem prace programistyczne, wykonałem część oprogramowania (2 sterowniki do urządzeń i nowe oprogramowanie modułu pacjenta), zaprojektowałem interfejsy 2 aplikacji, nadzorowałem prace związane z uruchomieniem serwera zakupionego do projektu i uczestniczyłem w utworzeniu i rozbudowywaniu bazy danych do tego projektu oraz nadzorowałem pracę tej bazy (konserwacja i bezpieczeństwo danych). W projekcie *TeleDiaFoS* [Zař.5.II.J.6] opracowałem konstrukcję i oprogramowanie modułu pacjenta, czyli urządzenia telematycznego, które używał pacjent w domu do przekazywania obrazu i danych do centralnej bazy danych. Dodatkowo opracowałem około 50% interfejsu oprogramowania bazodanowego i automatyczną synchronizację danych między stacjami roboczymi. Opracowałem również oryginalne oprogramowanie graficzne do nanoszenia zmian chorobowych na obraz stopy. W projekcie *Foresight* [Zař.5.II.J.5] byłem zaangażowany w Panelu Głównym, który oceniał i koordynował prace Paneli Roboczych. W projekcie *Biocentrum Ochota* [Zař.5.II.J.4] brałem udział w opracowywaniu infrastruktury informatycznej (budowa macierzy procesorowych) oraz uczestniczyłem w zarządzaniu i obsłudze systemu *NetBiaL* (<http://netbial.ibib.waw.pl>), który powstał w ramach tego projektu jako jedna z jego aplikacji. W ramach projektu z wykorzystaniem modeli glikacji hemoglobiny HbA1c [Zař.5.II.J.3] byłem odpowiedzialny za funkcjonowanie sprzętu do ciągłego monitorowania glikemii, szkoliłem pacjentów i przygotowywałem dane z urządzeń do ciągłego monitorowania glikemii do dalszego przetwarzania. W projekcie *VoiceDiab* [Zař.5.II.J.2] miałem udział w opracowaniu koncepcji przetwarzania opisu posiłku na ilość węglowodanów, białka i tłuszczu w posiłku i opracowałem algorytm przetwarzania opisu posiłku na zawartość węglowodanów, białka i tłuszczu w posiłku. Opracowałem wstępną wersję oprogramowania do przetwarzania tekstu opisu posiłku, opracowałem językową bazę danych uczestniczyłem w jej wypełnianiu i nadzorowałem wprowadzanie do niej danych. Brałem również udział w testowaniu systemu i przygotowywałem część danych do testów. Opracowałem elementy graficzne potrzebne do oprogramowania i promocji systemu oraz przygotowywałem niezbędny sprzęt do prowadzenia badań klinicznych. Obecnie w projekcie dotyczącym bioreaktora kapilarnego [Zař.5.II.J.1] wykonałem układ do wytwarzania zadanego profilu dobowego stężenia glukozy w medium hodowlanym poprzez mieszanie 2 mediów charakteryzujących się wysokim i niskim stężeniem glukozy. Medium hodowlane ma przepływać przez bioreaktor kapilarny, którego kapilary będą od strony wewnętrznej pokryte komórkami śródbłonna, natomiast od zewnętrznej komórkami mięśniowymi. Badany będzie wpływ zmiennych stężeń glukozy na kondycję komórek śródbłonna, ponieważ istnieje hipoteza, że nie tylko wysokie stężenia glukozy, ale również zmienne stężenia mają niekorzystny wpływ na komórki śródbłonna.

6. Syntetyczne podsumowanie dorobku naukowego i innych osiągnięć

Mój całkowity dorobek publikacyjny obejmuje autorstwo i współautorstwo w:

- **26** artykułach w czasopismach z listy Journal Citation Reports,
- **14** artykułach w czasopismach spoza listy Journal Citation Reports,
- **108** publikacjach konferencyjnych w postaci streszczeń lub artykułów w materiałach konferencyjnych.

Wygłosiłem **12** referatów ustnych na konferencjach naukowych (9 w jęz. angielskim, 3 w polskim) i przedstawiłem **13** prezentacji plakatowych na konferencjach naukowych. Mój sumaryczny współczynnik wpływu (Impact factor) publikacji na podstawie danych z Journal Citation Reports wynosi **55.443**, natomiast indeks Hirscha wynosi **9** na podstawie Web of Science Core Collection. W bazie Web of Science Core Collection jestem autorem i współautorem **50** prac, których liczba cytowań wyniosła **185 (113 bez autocytowań)**.

Jestem autorem i współautorem **3** oryginalnych rozwiązań konstrukcyjnych, współautorem **jednego** patentu, brałem udział w **9** projektach badawczych finansowanych przez instytucje zewnętrzne i otrzymałem jako współautor **dwie** nagrody za innowacje.

Brałem udział w organizowaniu **2** konferencji międzynarodowych, w jednej z nich jako członek komitetu organizacyjnego, a w drugiej jako jej przewodniczący. Otrzymałem **Srebrny Krzyż Zasługi** Prezydenta RP za osiągnięcia naukowe, jestem członkiem Komitetu Redakcyjnego międzynarodowego czasopisma **Artificial Organs** (Wiley), należę do *Polskiego Towarzystwa Inżynierii Biomedycznej* i do międzynarodowego towarzystwa *European Society for Artificial Organs*. Opiekowałem się **2** studentami wykonującymi prace magisterskie, **pięcioma** odbywającymi praktyki w Instytucie Biocybernetyki i Inżynierii Biomedycznej im. M. Nałęczka PAN i **4** wykonującymi projekty programistyczne w Instytucie Biocybernetyki i Inżynierii Biomedycznej im. M. Nałęczka PAN. Prowadziłem cykl wykładów z telemedycyny i zajęcia laboratoryjne z zakresu sztucznych narządów dla studentów Politechniki Warszawskiej i AGH.

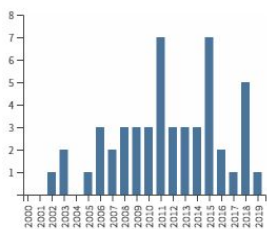
Odbyłem **2** staże zagraniczne podoktorskie (2 miesiące i 1 miesiąc, Japonia), byłem współautorem **2** raportów zamówionych przez firmy zewnętrzne, recenzowałem **3** projekty zagraniczne dla organizacji finansujących badania w zakresie leczenia pacjentów z cukrzycą (Holandia 1 projekt i Wielka Brytania 2 projekty). Zrecenzowałem również **17** manuskryptów publikacji dla czasopism z bazy Journal Citation Reports oraz **6** prac nadesłanych na konferencje międzynarodowe. Wygłosiłem na zaproszenie wykład na temat zastosowań technik telemedycznych we wspomaganiu leczenia zespołu stopy cukrzycowej i brałem udział w **dwóch** wywiadach telewizyjnych na temat zrealizowanego systemu *TeleDiaFoS* i wspomagania leczenia stopy cukrzycowej.

Piotr Foltysa

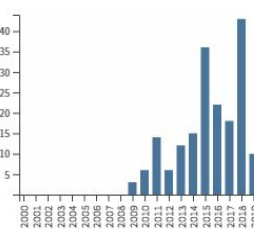
AUTHOR: (Foltynski P)

Timespan=All years. Indexes=SCI-EXPANDED, SSCI, A&HCI, CPCI-S, CPCI-SSH, BKCI-S, BKCI-SSH, ESCI, CCR-EXPANDED, IC.

Total Publications by Year



Sum of Times Cited by Year



Results found: 50
 Sum of the Times Cited: 185
 Average Citations per Item: 3.70
 h-index: 9

	2015	2016	2017	2018	2019	Total	Average Citations per Year
1. Title: A New Smartphone-Based Method for Wound Area Measurement By: Foltynski, Piotr; Ladyzynski, Piotr; Wojcicki, Jan M. Source: ARTIFICIAL ORGANS Volume: 38 Issue: 4 Pages: 346-+ Published: APR 2014	6	2	6	5	1	20	3.33
2. Title: Accuracy and Precision of Selected Wound Area Measurement Methods in Diabetic Foot Ulceration By: Foltynski, Piotr; Ladyzynski, Piotr; Sabalinska, Stanislaw; et al. Source: DIABETES TECHNOLOGY & THERAPEUTICS Volume: 15 Issue: 8 Pages: 711-720 Published: AUG 2013	3	4	1	5	0	15	2.14
3. Title: Mobile telecare system for intensive insulin treatment and patient education. First applications for newly diagnosed type 1 diabetic patients By: Ladyzynski, P.; Wojcicki, J. M.; Krzymien, J.; et al. Source: INTERNATIONAL JOURNAL OF ARTIFICIAL ORGANS Volume: 29 Issue: 11 Pages: 1074-1081 Published: NOV 2006	2	1	0	1	0	14	1.00
4. Title: Validation of hemoglobin glycation models using glycemia monitoring in vivo and culturing of erythrocytes in vitro By: Ladyzynski, Piotr; Wojcicki, Jan M.; Bak, Marianna; et al. Source: ANNALS OF BIOMEDICAL ENGINEERING Volume: 36 Issue: 7 Pages: 1188-1202 Published: JUL 2008	2	2	0	2	0	13	1.08
5. Title: Monitoring of Diabetic Foot Syndrome Treatment: Some New Perspectives By: Foltynski, Piotr; Wojcicki, Jan M.; Ladyzynski, Piotr; et al. Source: ARTIFICIAL ORGANS Volume: 35 Issue: 2 Pages: 176-182 Published: FEB 2011	3	0	0	1	0	12	1.33
6. Title: Wound Area Measurement with Digital Planimetry: Improved Accuracy and Precision with Calibration Based on 2 Rulers By: Foltynski, Piotr; Ladyzynski, Piotr; Ciechanowska, Anna; et al. Source: PLOS ONE Volume: 10 Issue: 8 Article Number: e0134622 Published: AUG 7 2015	0	0	2	5	3	10	2.00
7. Title: What We Can Really Expect from Telemedicine in Intensive Diabetes Treatment: 10 Years Later By: Wojcicki, Jan Maria; Ladyzynski, Piotr; Foltynski, Piotr Source: DIABETES TECHNOLOGY & THERAPEUTICS Volume: 15 Issue: 3 Pages: 260-268 Published: MAR 2013	5	0	2	2	0	10	1.43
8. Title: A New Imaging and Data Transmitting Device for Telemonitoring of Diabetic Foot Syndrome Patients By: Foltynski, Piotr; Ladyzynski, Piotr; Migalska-Musial, Karolina; et al. Source: DIABETES TECHNOLOGY & THERAPEUTICS Volume: 13 Issue: 8 Pages: 861-867 Published: AUG 2011	3	1	1	0	0	10	1.11
9. Title: Area of the Diabetic Ulcers Estimated Applying a Foot Scanner-Based Home Telecare System and Three Reference Methods By: Ladyzynski, Piotr; Foltynski, Piotr; Molik, Maria; et al. Source: DIABETES TECHNOLOGY & THERAPEUTICS Volume: 13 Issue: 11 Pages: 1101-1107 Published: NOV 2011	2	2	1	1	0	9	1.00
10. Title: Comparison of the Wound Area Assessment Methods in the Diabetic Foot Syndrome By: Molik, Maria; Foltynski, Piotr; Ladyzynski, Piotr; et al. Source: BIOCYBERNETICS AND BIOMEDICAL ENGINEERING Volume: 30 Issue: 4 Pages: 3-15 Published: 2010	1	0	0	2	0	9	0.90



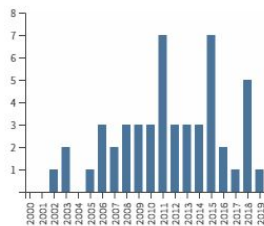
Close

Print

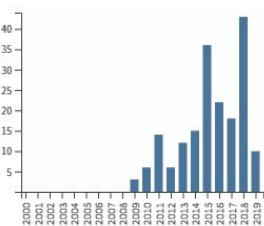
AUTHOR: (Foltynski P)

Timespan=All years. Indexes=SCI-EXPANDED, SSCI, A&HCI, CPCI-S, CPCI-SSH, BKCI-S, BKCI-SSH, ESCI, CCR-EXPANDED, IC.

Total Publications by Year



Sum of Times Cited by Year



Results found: 50
Sum of the Times Cited: 185
Average Citations per Item: 3.70
h-index: 9

	2015	2016	2017	2018	2019	Total	Average Citations per Year
11. Title: A network meta-analysis of progression free survival and overall survival in first-line treatment of chronic lymphocytic leukemia By: Ladyzynski, Piotr; Molik, Maria; Foltynski, Piotr Source: CANCER TREATMENT REVIEWS Volume: 41 Issue: 2 Pages: 77-93 Published: FEB 2015	2	3	1	2	0	8	1.60
12. Title: Validation of a hemoglobin A(1c) model in patients with type 1 and type 2 diabetes and its use to go beyond the averaged relationship of hemoglobin A(1c) and mean glucose level By: Ladyzynski, Piotr; Foltynski, Piotr; Bak, Marianna I.; et al. Source: JOURNAL OF TRANSLATIONAL MEDICINE Volume: 12 Article Number: 328 Published: DEC 10 2014	2	1	2	3	0	8	1.33
13. Title: Treatment of patients with type 1 diabetes - Insulin pumps or multiple injections? By: Krzymien, Janusz; Rachuta, Monika; Kozłowska, Iwona; et al. Source: BIOCYBERNETICS AND BIOMEDICAL ENGINEERING Volume: 36 Issue: 1 Pages: 1-8 Published: 2016	0	0	0	4	2	6	1.50
14. Title: Hemoglobin Glycation Rate Constant in Non-diabetic Individuals By: Ladyzynski, Piotr; Wojcicki, Jan M.; Bak, Marianna I.; et al. Source: ANNALS OF BIOMEDICAL ENGINEERING Volume: 39 Issue: 11 Pages: 2721-2734 Published: NOV 2011	2	3	0	0	0	6	0.67
15. Title: Microdialysis technique as a monitoring system for acute complications of diabetes By: Ciechanowska, Anna; Ladyzynski, Piotr; Wojcicki, Jan M.; et al. Source: ARTIFICIAL ORGANS Volume: 32 Issue: 1 Pages: 45-51 Published: JAN 2008	0	0	0	0	0	6	0.50
16. Title: Efficacy of automatic bolus calculator with automatic speech recognition in patients with type 1 diabetes: A randomized cross-over trial By: Foltynski, Piotr; Ladyzynski, Piotr; Pankowska, Ewa; et al. Source: JOURNAL OF DIABETES Volume: 10 Issue: 7 Pages: 600-608 Published: JUL 2018	0	0	0	2	2	4	2.00
17. Title: System for Calculating of Compensating Insulin Dose from Voice Description of Meal By: Foltynski, Piotr; Ladyzynski, Piotr; Wojcicki, Jan M.; et al. Edited by: Lackovic, I; Vasic, D Conference: 6th European Conference of the International-Federation-for-Medical-and-Biological-Engineering (MBEC) Location: Dubrovnik, CROATIA Date: SEP 07-11, 2014 Sponsor(s): Croatian Med & Biol Engr Soc; Int Federat Med & Biol Engr; Minist Sci Educ & Sports Republ Croatia; Minist Hlth Republ Croatia; Univ Zagreb, Fac Elect Engr & Comp; European Alliance Med & Biol Engr & Sci; European Cooperat Sci & Technol Source: 6TH EUROPEAN CONFERENCE OF THE INTERNATIONAL FEDERATION FOR MEDICAL AND BIOLOGICAL ENGINEERING Book Series: IFMBE Proceedings Volume: 45 Pages: 728-731 Published: 2015	1	1	0	2	0	4	0.80
18. Title: Application of the Home Telecare System in the Treatment of Diabetic Foot Syndrome By: Ladyzynski, P.; Wojcicki, J. M.; Foltynski, P.; et al. Edited by: Lim, CT; Goh, JCH Conference: 13th International Conference on Biomedical Engineering (ICBME) Location: Singapore, SINGAPORE Date: DEC 03-06, 2008 Sponsor(s): AMTI; BES Technol; ESLSYS; VICON; INSTRON; Process Engr Publishing; Wiley Blackwell Source: 13TH INTERNATIONAL CONFERENCE ON BIOMEDICAL ENGINEERING, VOLS 1-3 Book Series: IFMBE Proceedings Volume: 23 Issue: 1-3 Pages: 1049-+ Published: 2009	0	0	0	0	0	4	0.36
19. Title: An Algorithm Based on Voice Description of Meal for Insulin Dose Calculation to Compensate Food Intake By: Foltynski, P.; Ladyzynski, P.; Pankowska, E.; et al. Edited by: Jaffray, DA Conference: World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering Location: Toronto, CANADA Date: JUN 07-12, 2015 Source: WORLD CONGRESS ON MEDICAL PHYSICS AND BIOMEDICAL ENGINEERING, 2015, VOLS 1 AND 2 Book Series: IFMBE Proceedings Volume: 51 Pages: 1441-1444 Published: 2015	0	1	0	2	0	3	0.60
20. Title: Accuracy of Automatic Carbohydrate, Protein, Fat and Calorie Counting Based on Voice Descriptions of Meals in People with Type 1 Diabetes By: Ladyzynski, Piotr; Krzymien, Janusz; Foltynski, Piotr; et al. Source: NUTRIENTS Volume: 10 Issue: 4 Article Number: 518 Published: APR 2018	0	0	0	1	1	2	1.00

Close

Print

Clarivate

Accelerating innovation

[© 2019 Clarivate](#) [Copyright notice](#) [Terms of use](#) [Privacy statement](#) [Cookie policy](#)

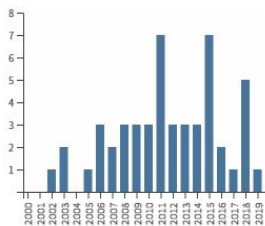
[Sign up for the Web of Science newsletter](#) [Follow us](#)



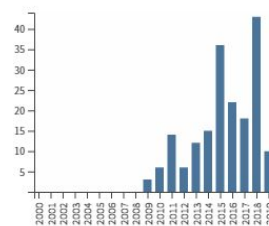
AUTHOR: (Foltynski P)

Timespan=All years. Indexes=SCI-EXPANDED, SSCI, A&HCI, CPCI-S, CPCI-SSH, BKCI-S, BKCI-SSH, ESCI, CCR-EXPANDED, IC.

Total Publications by Year



Sum of Times Cited by Year



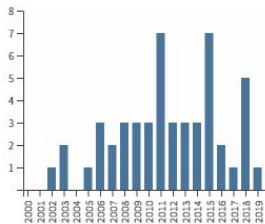
Results found: 50
Sum of the Times Cited: 185
Average Citations per Item: 3.70
h-index: 9

	2015	2016	2017	2018	2019	Total	Average Citations per Year
21. Title: Monitoring of Sweat Secretion from Eccrine Sweat Glands Using Electric Conductivity Method By: Foltynski, Piotr; Ladyzynski, Piotr; Wojcicki, Jan M. Source: BIOCYBERNETICS AND BIOMEDICAL ENGINEERING Volume: 32 Issue: 4 Pages: 47-57 Published: 2012	36	22	18	43	10	185	16.82
22. Title: Continuous Monitoring of Feet Temperature Using a Data Logger with Wireless Communication By: Foltynski, Piotr; Ladyzynski, Piotr; Wojcicki, Jan M.; et al. Source: BIOCYBERNETICS AND BIOMEDICAL ENGINEERING Volume: 32 Issue: 4 Pages: 59-64 Published: 2012	0	0	1	0	0	2	0.25
23. Title: Preventive Systems for the Late Complications of Diabetes By: Ladyzynski, Piotr; Wojcicki, Jan M.; Foltynski, Piotr Source: BIOCYBERNETICS AND BIOMEDICAL ENGINEERING Volume: 31 Issue: 2 Pages: 3-21 Published: 2011	2	0	0	0	0	2	0.22
24. Title: Ways to increase precision and accuracy of wound area measurement using smart devices: Advanced app Planimator By: Foltynski, Piotr Source: PLOS ONE Volume: 13 Issue: 3 Article Number: e0192485 Published: MAR 5 2018	0	0	0	0	1	1	0.50
25. Title: Effect of insulin or metformin on the wound healing process in rats with streptozotocin-induced diabetes By: Mrozikiewicz-Rakowska, B.; Mieczkowski, M.; Siwko, T.; et al. Conference: 53rd Annual Meeting of the European-Association-for-the-Study-of-Diabetes (EASD) Location: Lisbon, PORTUGAL Date: SEP 11-15, 2017 Sponsor(s): European Assoc Study Diabet Source: DIABETOLOGIA Volume: 60 Supplement: 1 Pages: S549-S549 Meeting Abstract: 1191 Published: SEP 2017	0	0	0	1	0	1	0.33
26. Title: Transmembrane Pressure as an Indicator of a Density of Endothelial Cells Cultured Inside Capillaries of a Membrane Bioreactor under Dynamic Conditions By: Ciechanowska, Anna; Ladyzynski, Piotr; Hoser, Grazyna; et al. Edited by: Lackovic, I; Vasic, D Conference: 6th European Conference of the International-Federation-for-Medical-and-Biological-Engineering (MBEC) Location: Dubrovnik, CROATIA Date: SEP 07-11, 2014 Sponsor(s): Croatian Med & Biolog Engrn Soc; Int Federat Med & Biolog Engrn; Minist Sci Educ & Sports Republic Croatia; Minist Health Republic Croatia; Univ Zagreb, Facu Elect Engrn & Comp; European Alliance Med & Biolog Engrn & Sci; European Cooperat Sci & Technol Source: 6TH EUROPEAN CONFERENCE OF THE INTERNATIONAL FEDERATION FOR MEDICAL AND BIOLOGICAL ENGINEERING Book Series: IFMBE Proceedings Volume: 45 Pages: 545-548 Published: 2015	0	1	0	0	0	1	0.20
27. Title: Microdialysis monitoring of glucose, lactate, glycerol, and pyruvate in patients with diabetic ketoacidosis By: Ciechanowska, Anna; Ladyzynski, Piotr; Wojcicki, Jan M.; et al. Source: INTERNATIONAL JOURNAL OF ARTIFICIAL ORGANS Volume: 36 Issue: 12 Pages: 869-877 Published: DEC 2013	0	0	1	0	0	1	0.14
28. Title: CONTINUOUS MONITORING OF FEET TEMPERATURE IN PATIENTS WITH DIABETIC FOOT SYNDROME By: Foltynski, P.; Tarwacka, J.; Ladyzynski, P.; et al. Source: INTERNATIONAL JOURNAL OF ARTIFICIAL ORGANS Volume: 34 Issue: 8 Special Issue: SI Pages: 695-696 Published: AUG 2011	0	0	0	0	0	1	0.11
29. Title: A new device for monitoring of foot wounds healing By: Foltynski, P.; Ladyzynski, P.; Migalska-Musial, K.; et al. Source: INTERNATIONAL JOURNAL OF ARTIFICIAL ORGANS Volume: 30 Issue: 8 Pages: 746-746 Published: AUG 2007	0	0	0	0	0	1	0.08
30. Title: How Important Is a Closed-Loop Artificial Pancreas? By: Foltynski, Piotr Source: ARTIFICIAL ORGANS Volume: 43 Issue: 1 Special Issue: SI Pages: 9-13 Published: JAN 2019	0	0	0	0	0	0	0.00

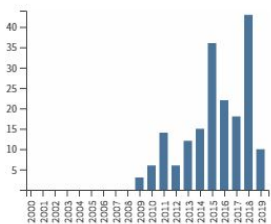
AUTHOR: (Foltynski P)

Timespan=All years. Indexes=SCI-EXPANDED, SSCI, A&HCI, CPCI-S, CPCI-SSH, BKCI-S, BKCI-SSH, ESCI, CCR-EXPANDED, IC.

Total Publications by Year



Sum of Times Cited by Year



Results found: 50
Sum of the Times Cited: 185
Average Citations per Item: 3.70
h-index: 9

	2015	2016	2017	2018	2019	Total	Average Citations per Year
31. Title: Insulin or Metformin for Glucose Control during Wound Healing in Diabetes? By: Mrozikiewicz-Rakowska, Beata; Mieczkowski, Mateusz; Siwko, Tomasz; et al. Conference: 78th Scientific Sessions of the American-Diabetes-Association Location: Orlando, FL Date: JUN 22-26, 2018 Sponsor(s): Amer Diabet Assoc Source: DIABETES Volume: 67 Supplement: 1 Published: JUL 1 2018	0	0	0	0	0	0	0.00
32. Title: Insulin Bolus Calculator with Automatic Speech Recognition By: Foltynski, P.; Ladyzynski, P.; Pankowska, E.; et al. Edited by: Eskola, H; Vaisanen, O; Viik, J; et al. Conference: Joint Conference of the European Medical and Biological Engineering Conference (EMBEC) / Nordic-Baltic Conference on Biomedical Engineering and Medical Physics (NBC) Location: Tampere, FINLAND Date: JUN, 2017 Sponsor(s): Univ Tampere, BioMediTech Inst; Tampere Univ Technol, BioMediTech Inst; Finnish Soc Med Phys & Med Engn; Int Org Med & Biol Engn; European Alliance Med & Biol Engn & Sci; EMBEC Soc Source: EMBEC & NBC 2017 Book Series: IFMBE Proceedings Volume: 65 Pages: 603-606 Published: 2018	0	0	0	0	0	0	0.00
33. Title: Human endothelial cells hollow fiber membrane bioreactor as a model of the blood vessel for in vitro studies By: Ciechanowska, Anna; Ladyzynski, Piotr; Hoser, Grazyna; et al. Source: JOURNAL OF ARTIFICIAL ORGANS Volume: 19 Issue: 3 Pages: 270-277 Published: SEP 2016	0	0	0	0	0	0	0.00
34. Title: A Multiple Treatments Meta-Analysis of a Response to the First-Line Treatment of the Chronic Lymphocytic Leukemia By: Molik, Maria; Ladyzynski, Piotr; Foltynski, Piotr; et al. Edited by: Lackovic, I; Vasic, D Conference: 6th European Conference of the International-Federation-for-Medical-and-Biological-Engineering (MBEC) Location: Dubrovnik, CROATIA Date: SEP 07-11, 2014 Sponsor(s): Croatian Med & Biolog Engn Soc; Int Federat Med & Biolog Engn; Minist Sci Educ & Sports Republic Croatia; Minist Health Republic Croatia; Univ Zagreb, Facu Elect Engn & Comp; European Alliance Med & Biolog Engn & Sci; European Cooperat Sci & Technol Source: 6TH EUROPEAN CONFERENCE OF THE INTERNATIONAL FEDERATION FOR MEDICAL AND BIOLOGICAL ENGINEERING Book Series: IFMBE Proceedings Volume: 45 Pages: 90-93 Published: 2015	0	0	0	0	0	0	0.00
35. Title: An Analysis of the Hemoglobin Glycation Rate in the A1C-Derived Average Glucose Study Population Applying a Monte Carlo Method By: Ladyzynski, Piotr; Foltynski, Piotr; Sabalinska, Stanislaw; et al. Edited by: Lackovic, I; Vasic, D Conference: 6th European Conference of the International-Federation-for-Medical-and-Biological-Engineering (MBEC) Location: Dubrovnik, CROATIA Date: SEP 07-11, 2014 Sponsor(s): Croatian Med & Biolog Engn Soc; Int Federat Med & Biolog Engn; Minist Sci Educ & Sports Republic Croatia; Minist Health Republic Croatia; Univ Zagreb, Facu Elect Engn & Comp; European Alliance Med & Biolog Engn & Sci; European Cooperat Sci & Technol Source: 6TH EUROPEAN CONFERENCE OF THE INTERNATIONAL FEDERATION FOR MEDICAL AND BIOLOGICAL ENGINEERING Book Series: IFMBE Proceedings Volume: 45 Pages: 435-438 Published: 2015	0	0	0	0	0	0	0.00
36. Title: The influence of ambient temperature on foot temperature in patients with diabetic foot ulceration By: Foltynski, Piotr; Mrozikiewicz-Rakowska, Beata; Ladyzynski, Piotr; et al. Source: BIOCYBERNETICS AND BIOMEDICAL ENGINEERING Volume: 34 Issue: 3 Pages: 178-183 Published: 2014	0	0	0	0	0	0	0.00
37. Title: Effectiveness of the Telecare Systems By: Ladyzynski, P.; Wojcicki, J. M.; Foltynski, P. Edited by: Jobbagy, A Conference: 5th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering Location: Budapest, HUNGARY Date: SEP 14-18, 2011 Source: 5TH EUROPEAN CONFERENCE OF THE INTERNATIONAL FEDERATION FOR MEDICAL AND BIOLOGICAL ENGINEERING, PTS 1 AND 2 Book Series: IFMBE Proceedings Volume: 37 Pages: 937-940 Published: 2012	0	0	0	0	0	0	0.00
38. Title: ASSESSMENT OF THE HEMOGLOBIN GLYCATION APPLYING MATHEMATICAL MODELLING AND CULTURING OF THE HUMAN ERYTHROCYTES IN VITRO By: Ladyzynski, P.; Wojcicki, J. M.; Bak, M. I.; et al. Source: INTERNATIONAL JOURNAL OF ARTIFICIAL ORGANS Volume: 34 Issue: 8 Special Issue: SI Pages: 652-652 Published: AUG 2011	0	0	0	0	0	0	0.00

	2015	2016	2017	2018	2019	Total	Average Citations per Year
39. Title: CAN TRANSMEMBRANE IMPEDANCE BE A MARKER OF ENDOTHELIAL CELLS GROWTH IN CULTURES ON HOLLOW FIBER MEMBRANES? PRELIMINARY STUDY By: Foltynski, P.; Ciechanowska, A.; Ladyzynski, P.; et al. Source: INTERNATIONAL JOURNAL OF ARTIFICIAL ORGANS Volume: 33 Issue: 7 Special Issue: SI Pages: 440-440 Published: JUL 2010	36	22	18	43	10	185	16.82
40. Title: INTRA-SUBJECT VARIABILITY OF THE HEMOGLOBIN GLYCATION RATE IN HEALTHY VOLUNTEERS By: Ladyzynski, P.; Wojcicki, J. M.; Bak, M. I.; et al. Source: INTERNATIONAL JOURNAL OF ARTIFICIAL ORGANS Volume: 33 Issue: 7 Special Issue: SI Pages: 458-459 Published: JUL 2010	0	0	0	0	0	0	0.00

Close

Print

Clarivate

Accelerating innovation

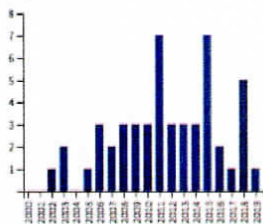
© 2019 Clarivate Copyright notice Terms of use Privacy statement Cookie policy

Sign up for the Web of Science newsletter Follow us  

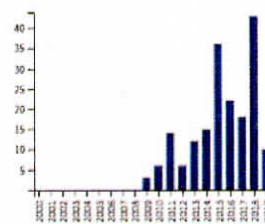
AUTHOR: (Foltynski P)

Timespan=All years. Indexes=SCI-EXPANDED, SSCI, A&HCI, CPCI-S, CPCI-SSH, BKCI-S, BKCI-SSH, ESCI, CCR-EXPANDED, IC.

Total Publications by Year



Sum of Times Cited by Year



Results found: 50
Sum of the Times Cited: 185
Average Citations per Item: 3.70
h-index: 9

	2015	2016	2017	2018	2019	Total	Average Citations per Year
	36	22	18	43	10	185	16.82
41. Title: OPTIMIZATION OF THE MICRODIALYSIS PROCESS USED DURING THE MONITORING OF METABOLIC CHANGES IN ACUTE PATHOLOGIES (AP) By: Ciechanowska, A.; Wojcicki, J. M.; Sabalinska, S.; et al. Source: INTERNATIONAL JOURNAL OF ARTIFICIAL ORGANS Volume: 32 Issue: 7 Pages: 440-440 Published: JUL 2009	0	0	0	0	0	0	0.00
42. Title: ARTIFICIAL PANCREAS AND OTHER TECHNICAL SYSTEMS SUPPORTING DIABETES TREATMENT By: Wojcicki, J. M.; Ladyzynski, P.; Foltynski, P.; et al. Source: INTERNATIONAL JOURNAL OF ARTIFICIAL ORGANS Volume: 32 Issue: 7 Pages: 440-441 Published: JUL 2009	0	0	0	0	0	0	0.00
43. Title: MONITORING OF THE DIABETIC FOOT SYNDROME TREATMENT. THE FINAL TESTS OF THE TELEDIAFOS SYSTEM By: Ladyzynski, P.; Migalska-Musial, K.; Ladyzynski, P.; et al. Source: INTERNATIONAL JOURNAL OF ARTIFICIAL ORGANS Volume: 31 Issue: 7 Pages: 660-660 Published: JUL 2008	0	0	0	0	0	0	0.00
44. Title: Validation of the mathematical models of hemoglobin glycation with application of human erythrocyte cultivation in vitro By: Ladyzynski, P.; Wojcicki, J. M.; Bak, M.; et al. Source: INTERNATIONAL JOURNAL OF ARTIFICIAL ORGANS Volume: 30 Issue: 8 Pages: 705-705 Published: AUG 2007	0	0	0	0	0	0	0.00
45. Title: Artificial vessel as a basis for disease related cell culture model By: Schwanzer-Pfeiffer, D.; Ciechanowska, A.; Rossmannith, E.; et al. Source: INTERNATIONAL JOURNAL OF ARTIFICIAL ORGANS Volume: 29 Issue: 5 Pages: 515-515 Published: MAY 2006	0	0	0	0	0	0	0.00
46. Title: Immunotherapy in the B-cell chronic lymphocytic leukemia. Registration and treatment monitoring system (BIAL) By: Ladyzynski, P.; Migalska-Musial, K.; Foltynski, P.; et al. Source: INTERNATIONAL JOURNAL OF ARTIFICIAL ORGANS Volume: 29 Issue: 5 Pages: 549-549 Published: MAY 2006	0	0	0	0	0	0	0.00
47. Title: Efficiency of a home telecare system during intensive insulin treatment of the newly diagnosed diabetic patients By: Ladyzynski, P.; Wojcicki, JM; Krzymien, J; et al. Conference: 65th Annual Meeting of the American-Diabetes-Association Location: San Diego, CA Date: JUN 10-14, 2005 Sponsor(s): Amer Diabet Assoc Source: DIABETES Volume: 54 Supplement: 1 Pages: A105-A106 Published: 2005	0	0	0	0	0	0	0.00
48. Title: Evaluation of the blood pressure in women with gestational diabetes mellitus (GDM) By: Krzymien, J; Jasik, M; Karnafel, W; et al. Conference: 18th Congress of the International-Diabetes-Federation Location: PARIS, FRANCE Date: AUG 24-29, 2003 Sponsor(s): Int Diabetes Fed Source: DIABETOLOGIA Volume: 46 Supplement: 2 Pages: A348-A348 Meeting Abstract: 1009 Published: AUG 2003	0	0	0	0	0	0	0.00
49. Title: TeleMed - the telematic system supporting intensive insulin treatment of the newly diagnosed type 1 diabetic patients. First clinical application By: Ladyzynski, P; Wojcicki, JM; Krzymien, J; et al. Conference: 25th Annual International Conference of the IEEE-Engineering-in-Medicine-and-Biology-Society Location: Cancun, MEXICO Date: SEP 17-21, 2003 Sponsor(s): IEEE Engrn Med & Biol Soc; Coral; Univ Autonome Metropolitana; Sandia Natl Lab Source: PROCEEDINGS OF THE 25TH ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY, VOLS 1-4: A NEW BEGINNING FOR HUMAN HEALTH Book Series: PROCEEDINGS OF ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY Volume: 25 Pages: 3657-3660 Part: 1-4 Published: 2003	0	0	0	0	0	0	0.00
50. Title: A new method for the description of the continuously measured glycaemia courses By: Wojcicki, JM; Foltynski, P; Ladyzynski, P; et al. Source: DIABETES Volume: 51 Supplement: 2 Pages: A483-A483 Meeting Abstract: 1986 Published: JUN 2002	0	0	0	0	0	0	0.00



Piotr Foltynski