

STANOWISKO DO BADAŃ DEGRADACJI STOMATOLOGICZNYCH WYPEŁNIEŃ KOMPOZYTOWYCH

EXPERIMENTAL TEST STAND FOR ANALYSIS OF COMPOSITE DENTAL FILLINGS DEGRADATION

Wypełnienia stomatologiczne z kompozytów polimerowych są coraz częściej stosowane do uzupełniania ubytków w zębach. Charakterystyczną cechą tego typu wypełnień jest odporność na oddziaływanie zmiennych obciążeń jakie występują w jamie ustnej. Jednakże analiza literatury przedmiotu nie daje jednoznacznych odpowiedzi na pytania o rzeczywiste warunki eksploatacji oraz przebieg procesu zużycia. Powszechnie stosowane badania kliniczne, choć umożliwiają określenie przewidywanej trwałości układu wypełnienie-ząb, nie pozwalają na opisanie procesu zużycia i powstawania uszkodzeń. Ponadto cechuje je znaczna niepowtarzalność warunków pracy oraz subiektywna decyzja diagnostyczna o zużyciu. Zastosowanie modelowania matematycznego również obciążone jest dużą niedokładnością ze względu na niejednorodność struktury zębów i samego wypełnienia.

Aby umożliwić analizę przebiegu zużycia wypełnień stomatologicznych zaproponowano nową metodykę badań zmęczeniowych. W tym celu skonstruowano symulator żucia umożliwiający realizację powtarzalnych cyklicznych obciążeń mechanicznych zębów w warunkach zbliżonych do naturalnych warunków fizjologicznych. Takie podejście zapewnia niezależność wyników badań od indywidualnych cech pacjentów biorących udział w badaniach klinicznych a także znacznie przyspiesza czas badań.

Słowa kluczowe: Stomatologiczne wypełnienia kompozytowe, symulator żucia, badania zmęczeniowe

The use of polymer composite dental fillings becomes very popular for treatment of dental cavities. This kind of fillings is distinguished by its resistance to cyclic loads taking place in an oral cavity. However, literature analysis does not provide an answer to questions concerning real working conditions and course of a wear process. Commonly applied clinical research, though one can be used for assessment of tooth-filling arrangement durability, do not allow for description of wear processes or failure appearance. Moreover, this kind of research is biased by substantial unrepeatability of working conditions and subjective diagnosis. The use of mathematical simulation tools for analysis dental fillings reliability is not accurate due to inhomogeneity of both teeth internal structure and polymer filling.

In order to provide reliable analysis of dental fillings wear process a new methodology of fatigue research was proposed. A mastication simulator was designed which allows for realization of repeatable mechanical teeth loads cycles similar to anatomical ones. This approach assures independence of research results on individual features of patients taking part in clinical research and also substantially accelerates research procedures.

Keywords: Composite dental fillings, mastication simulator, fatigue research

1. Wprowadzenie

Analizując dotychczasowe publikacje związane z zastosowaniem wypełnień kompozytowych należy zauważyć, że nadal nie w pełni wyjaśniony jest pro-

1. Introduction

On the base of analysis of publications which deal with polymer composite dental fillings it should be noticed that the problem of their degradation is not

blem mechanizmu ich degradacji a w szczególności wynikający stąd problem granicznego czasu użytkowania wypełnień w rzeczywistych warunkach. Sytuacja ta jest spowodowana niedostateczną liczbą badań procesu zniszczenia zmęczeniowego w warunkach rzeczywistych lub zbliżonych do rzeczywistych.

Proces degradacji wypełnienia kompozytowego był już analizowany przez wielu autorów [2, 4, 5]. Jednakże opis mechanizmu degradacji a w szczególności procesu propagacji pęknięć w strukturze wypełnienia jest bardzo trudny ze względu na konieczność określenia trójwymiarowego rozkładu naprężeń oraz ze względu na brak możliwości dostatecznego odwzorowania geometrycznego.

Autorzy niniejszej pracy zdecydowali się na przeprowadzenie badań trwałościowych wyekstrahowanych zębów ludzkich z wypełnieniami. Do odwzorowania cyklicznych obciążeń mechanicznych zębów wykorzystano symulator żucia.

2. Preparatyka próbek

Do badań trwałościowych wykorzystano zęby ludzkie trzonowe i przedtrzonowe usunięte ze względów ortodontycznych i chirurgicznych. Próbki przeznaczone do badań były odpowiednio przygotowane. W zębach preparowano ubytki klasy I wg Blacka o głębokości trzech milimetrów, co umożliwiło kontakt wypełnienia ze szkliwem i zębina. Brzegi szkliwa w każdym zębie wygładzane są kamieniem typu Arkansas.

W ubytkach zakładane były wypełnienia z materiału kompozytowego zgodnie ze wskazaniami producenta. Szkliwo i zębina wytrawiane były 37% kwasem ortofosforowym. Następnie na wszystkie ściany ubytku oraz dno aplikowany był system wiążący. Materiał kompozytowy zakładany był do ubytku w warstwach o grubości ok. 2 mm każda i naświetlany lampą halogenową przez 40 sekund.

Próbki zębów przeznaczone do badań umieszczane były w obsadach. Aby odwzorować elastyczne osadzenie korzenia zęba w dziąśle człowieka do mocowania próbek w obsadach wykorzystano odpowiednio dobraną żywicę.

Tak przygotowane próbki zębów poddawano cyklicznym obciążeniom mechanicznym na specjalnie opracowanym stanowisku badawczym symulującym cykl żucia.

3. Symulator żucia

Konstrukcję symulatora oparto na założeniu, że musi on w jak największym stopniu odwzorowywać obciążenia mechaniczne zębów występujące podczas aktu żucia. W jamie ustnej obciążenia mechaniczne zębów wywoływane są przez mięśnie przywodzące

fully described. In particular it concerns lack of durability estimation under normal working conditions of such fillings.

This situation is probably caused by insufficient amount of fatigue tests held on natural teeth samples in conditions similar to those taking place in reality.

The process of composite dental fillings degradation was analyzed by a number of researchers [2, 4, 5]. However, description of degradation mechanism, in particular development of cracks propagation, pose a challenge due to necessity of evaluation three dimensional stress distribution and lack of sufficient geometrical models.

This paper deals with fatigue tests of treated extracted human teeth. In order to allow realization of programmed mechanical load cycles a special mastication simulator was used.

2. Preparation of samples

Human molars and premolars extracted due to surgical and orthodontic reasons were used in the study. Tested specimens were suitably prepared. In the teeth designed for the investigation the class I cavities according to Black's classification were prepared. They were 3 mm deep which made the contact with enamel and dentine possible. The edges of enamel were smoothed with Arkansas type stone. The cavities were filled with composite material according to manufacturer's guidelines. Enamel and dentine were etched with 37% orthophosphoric acid. Next, the dental bonding system was applied to all walls and the bottom of the cavity. The composite material was applied in the layers, each of them 2 mm thick, and was exposed to halogen lamp radiation for 40 seconds.

Afterwards teeth samples were placed in special holders. In order to obtain flexible tooth restrains, similar to those in a human body, the samples were fixed with a special resin.

Prepared samples were exposed to cyclic mechanical loads with the use of specially elaborated mastication simulator.

3. Mastication simulator

The design of mastication simulator was based on assumption that it should simulate mechanical loads taking place during mastication process to the highest degree. Mechanical loads of teeth in an oral cavity are created by submaxilla muscles. Considering some

żuchwy. W pewnym uproszczeniu proces żucia składa się z ruchu odwodzenia i przywodzenia żuchwy oraz ruchów bocznych. Na rysunku 1 przedstawiono typowy fizjologiczny tor ruchu żuchwy wg Batesa [2]. W efekcie powstaje bardzo skomplikowany układ sił działających we wszystkich kierunkach.

Przystępując do konstruowania przyrządu wzięto pod uwagę następujące założenia:

- dwie próbki (wyekstrahowane zęby ludzkie) dociskane są w kierunku pionowym, z zadaną siłą, niezależną od położenia,
- jedna z próbek wykonuje ruchy w płaszczyźnie poziomej, wzorowane na fizjologicznych,
- próbki zamocowane są elastycznie, co symuluje osadzenie zęba w dziąśle,
- próbki znajdują się w wilgotnym środowisku.

Symulator (rysunek 2) składa się w części zasadniczej z pneumatycznego mechanizmu docisku oraz plotera dwuosiowego napędzanego parą silników krokowych. Takie rozwiązanie zapewnia małą bezwładność elementów ruchomych oraz pełną swobodę doboru sił i toru ruchu. Jedna z badanych próbek przymocowana jest do mechanizmu suwakowego wykonującego ruchy w kierunku pionowym, natomiast druga znajduje się na ploterze symulującym ruchy żuchwy.

Aby zapewnić porównywalny rozkład sił niezależnie od geometrycznych uwarunkowań badanych próbek symulator wyposażony jest w układ pomiarowy pozwalający na określenie wektora siły reakcji współpracujących próbek.

Podstawa mechanizmu plotera umieszczona jest na wibroizolatorach o dużej sztywności w kierunku pionowym oraz stosunkowo małej sztywności w kierunkach poziomych. Rolę podpór pełnią trzy tensometryczne przetworniki siły. Aby możliwy był pomiar wyłącznie siły tnącej, bez wpływu powstających

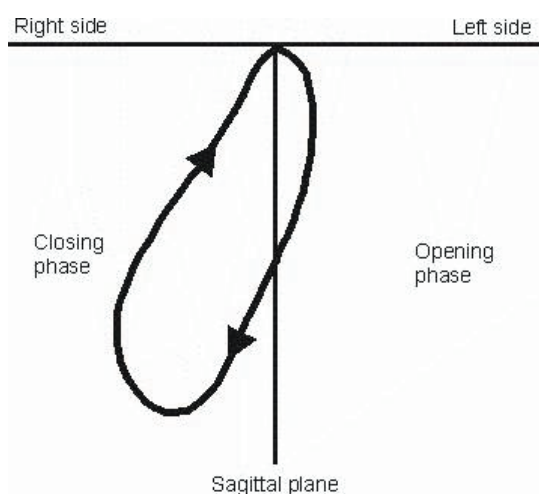
simplifications mastication process can be treated as a set of abduction and adduction movements and side movements. Figure 1 presents typical physiological submaxilla movement path according to Bates [2,6]. It results in a very complex multidimensional stress field.

The design of mastication simulator was preceded by establishment of a number of assumptions:

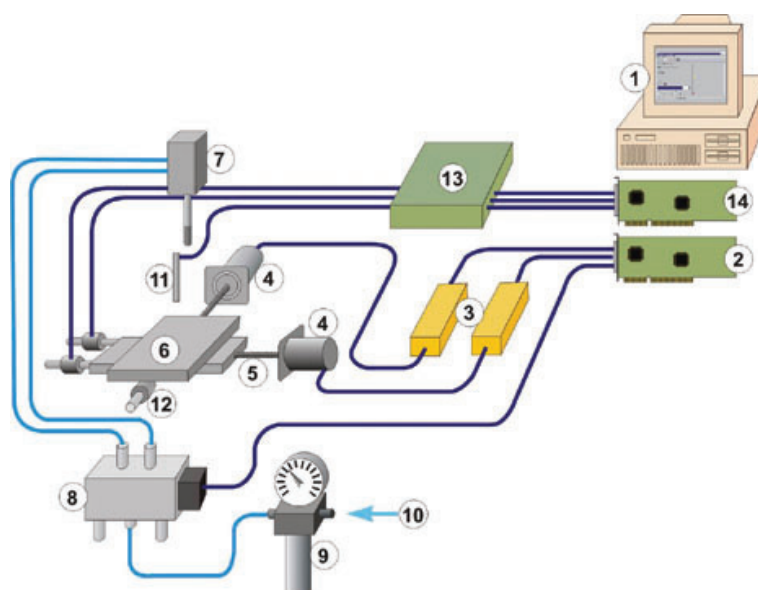
- two samples (extracted human teeth) are pressed to each other with constant force, independent on samples position,
- one of the samples moves in a way similar to physiological submaxilla path,
- the samples are flexibly restrained,
- the samples are placed in a damp environment.

The mastication simulator (figure 2) consists of a pneumatic pressing mechanism and biaxial plotter driven by stepper motors. This solution provides relatively small inertia forces of moving parts and full flexibility of forces and movement path selection. The upper sample is fixed to a slider mechanism which can realize up and down movements while the lower sample is fixed to the biaxial plotter simulating submaxilla motions.

In order to provide force field independent on geometry of tested samples, the simulator is equipped with a measurement system which allows for determination of cooperating samples reaction force vector. The base of plotter mechanism is placed on a set of vibration insulators, distinguished by high stiffness in vertical direction and relatively low stiffness in horizontal direction. The plotter position is fixed with the use of three force transducers. In order to measure only a shearing force without influence of appearing torques the design resembles a rocker arm



Rys. 1. Fizjologiczny tor ruchu żuchwy wg. Batesa
Fig. 1. Physiological path of submaxilla move according to Bates



Rys. 2. Schemat funkcjonalny symulatora żucia, 1 – komputer osobisty, 2 – karta sterowania silnikami krokowymi, 3 – sterowniki silników krokowych, 4 – silniki krokowe, 5 – śruby napędowe, 6 – mechanizm plotera, 7 – siłownik pneumatyczny, 8 – zawór rozdzielający, 9 – zespół przygotowania powietrza, 10 – zasilanie sprężonym powietrzem, 11 – czujnik temperatury, 12 – czujniki siły, 13 – układ kondycjonowania sygnałów, 14 – karta pomiarowa

Fig. 2. Functional diagram of mastication simulator, 1 – personal computer, 2 – stepper motors control card, 3 – stepper motors controllers, 4 – stepper motors, 5 – driving screws, 6 – plotter mechanism, 7 – pneumatic actuator, 8 – control valve, 9 – air preparation module, 10 – compressed air inlet, 11 – temperature sensor, 12 – force transducers, 13 – signals' conditioning module, 14 – data acquisition card

w mechanizmie momentów sposób zamocowania płyty plotera przypomina kład wahaczowy. Sygnały elektryczne z dwóch równoległych przetworników są sumowane dostarczając informacji o składowej siły w kierunku X, natomiast trzeci czujnik mierzy składową Y.

Pomiar sił dokonywany jest w sposób ciągły w trakcie pracy. Podczas realizacji eksperymentów dane te są rejestrowane w celu oceny rozkładu sił i wprowadzenia odpowiednich korekt do symulowanej trajektorii ruchu żuchwy.

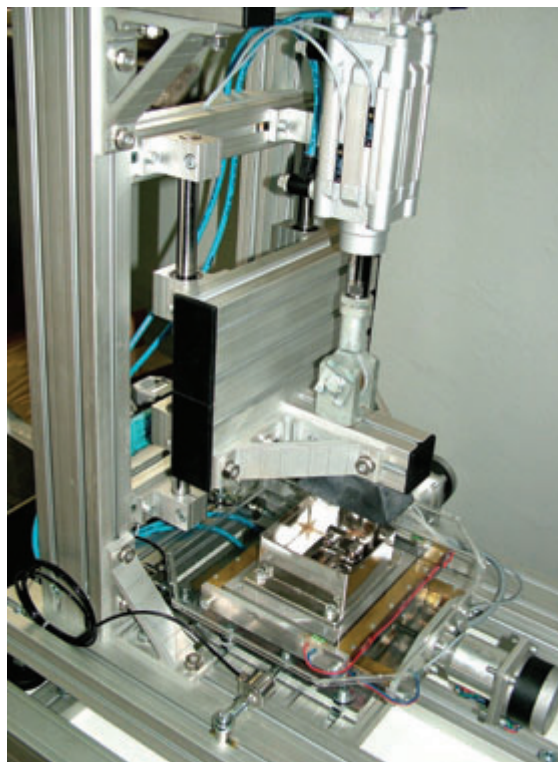
Widok mechanizmu symulatora żucia przedstawiono na rysunku 3.

Do sterowania pracą symulatora oraz realizacji pomiarów sił pomiędzy współpracującą parą próbek wykorzystano komputer osobisty z autorskim oprogramowaniem. Program sterujący umożliwia dowolne ustalenie trajektorii względnego ruchu badanych próbek. Ponadto możliwe jest wprowadzenie cyklicznej niepowtarzalności kolejnych symulowanych aktów żucia. Aby zapewnić wilgotne środowisko próbki w trakcie testu umieszczone są w roztworze soli fizjologicznej.

suspension. Electrical signals from two parallel force transducers are summarized providing information about force in X direction while third transducer gives Y component signal.

Measurement of forces is held constantly during operation of the simulator. During realization of the experiments the data is recorded for assessment of forces distribution. It permits introduction of some corrections of lower sample movement path. The view of mastication simulator is presented at figure 3.

For control of simulator operation and data recording a personal computer with original software was used. The control software allows for setting of arbitrary lower sample movement path. Apart from this it is possible to introduce statistical unrepeatability of consecutive mastication cycles.



Rys.3. Fotografia symulatora żucia
Fig. 3. View of mastication simulator

4. Realizacja badań zmęczeniowych

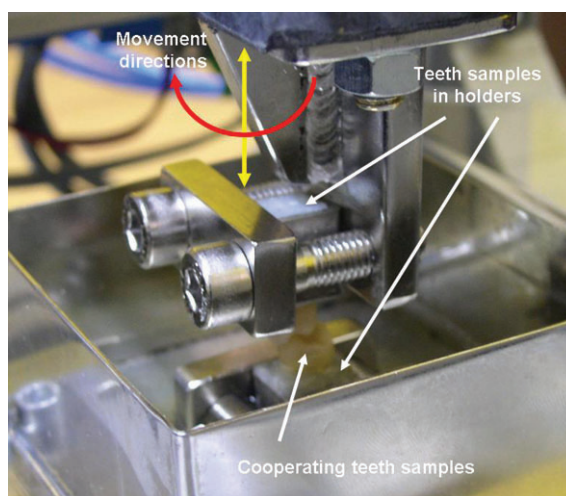
Przygotowane próbki mocowane są w zaciskach symulatora żucia (rysunek 4) i ustalane jest ich wzajemne położenie odpowiadające warunkom fizjologicznym.

Po zamontowaniu próbek w symulatorze ustalane jest położenie punktu zwarcia centralnego a następnie ustalana jest wartość siły w kierunku pionowym i programowana jest trajektoria ruchu względem tego

4. Implementation of fatigue research

The teeth samples for research are placed in a special holders. In order to simulate flexible seating of prong in a human gum a special soft raisin is used.

Prepared teeth are fixed in clamps of mastication simulator (figure 4). Afterwards the samples relative orientation is set in position typical for physiological conditions.



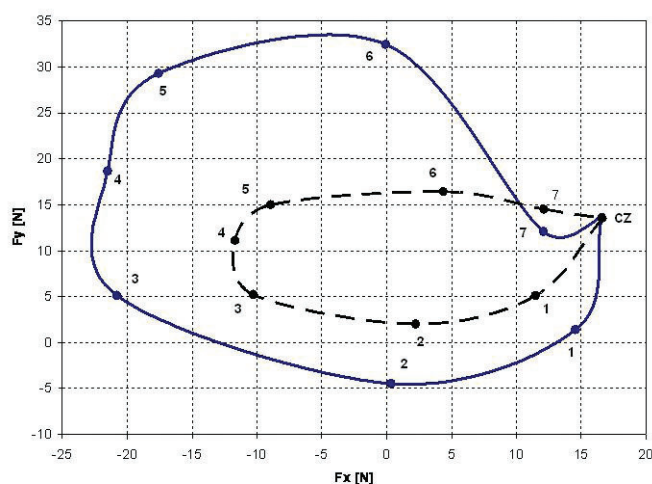
Rys.4. Sposób zamocowania próbek w symulatorze oraz ich współpraca
Fig. 4. Teeth samples fixed in the mastication simulator and their cooperation

punktu. Zarys ruchu opisywany jest za pomocą współrzędnych ośmiu punktów tak, aby uzyskać krzywą zbliżoną do cyklu Batesa. Ostateczna weryfikacja poprawności doboru trajektorii ruchu dokonywana jest na podstawie rozkładu sił tnących podczas realizacji testu (rysunek 5).

Pomiary sił (rysunek 5) wykazują, że po przyłożeniu siły pionowej o wartości 400 N nawet w punkcie zwarcia centralnego pojawiają się znaczne składowe sił tnących. Wynika to z faktu, że współpracujące powierzchnie nie są prostopadłe do kierunku działania siły docisku. Porównanie współrzędnych wzajemnego ruchu próbek oraz rozkładu sił także wskazuje na występowanie odchyłek wnikańcych z nierówności powierzchni żujących zębów oraz niejednorodności sztywności układu badanych próbek i mechanizmów symulatora.

Having teeth samples fixed in the simulator their central contact point is determined. The next step of experiment preparation is setting a value of vertical force and programming of lower sample motion path. The path, described by coordinates of eight points, is set to be similar to Bates cycle. The final verification of sample trajectory is made on the base of reaction forces field analysis (figure 5).

Results of force measurement (figure 5) shows that after application of vertical force of 400 N even in a central contact point there are considerable components of shearing force. It results from the fact that cooperating surfaces are not perpendicular to pushing force direction. Comparison of relative samples motion coordinates and shape of resultant shearing force indicates some deviations due to irregularity of teeth mastication surfaces and unevenness of stiffness of teeth-simulator assembly.



Rys. 5. Przebieg sił tnących podczas symulowanego aktu żucia (linia ciągła) oraz kształt zaprogramowanej trajektorii ruchu współpracujących próbek (linia kreskowa)

Fig. 5. Distribution of shearing forces (continuous line) and programmed trajectory of the lower sample (dashed line)

5. Podsumowanie

Aby umożliwić powtarzalne badania trwałościowe wypełnień stomatologicznych zębów ludzkich opracowano metodykę badań polegającą na realizacji cyklicznych obciążeń mechanicznych. W celu zrealizowania zadania badawczego skonstruowano i wykonano sterowany komputerowo symulator żucia.

Dzięki programowalnym wzajemnym ruchom badanych próbek zębów oraz rejestracji sił istnieje możliwość precyzyjnego doboru trajektorii ruchu w celu uzyskania rozkładu sił zbliżonego do warunków rzeczywistych.

W ramach dalszych prac planuje się wykorzystać metodę elementów skończonych do symulacji rozkładu naprężeń, na podstawie której będzie można tak

5. Summary

In order to allow repeatable fatigue research of human teeth dental fillings a new examination method was elaborated. The method consists in realization of cyclic mechanical loads. The research is conducted with the use of the designed computer controlled mastication simulator.

Programmable trajectory of cooperating teeth samples and measurement of reaction forces allow for settlement of relative motions which provides forces distribution close to anatomical conditions.

Measurement of samples' geometry and combination of durability tests with a finite elements method stress calculations can be used for obtaining of comparable stress distribution in different samples

określić przemieszczenia i obciążenia, aby wywołać porównywalny stan naprężeń w różnych próbkach niezależnie od anatomicznych różnic w ich budowie. Takie podejście umożliwi porównywanie uzyskanych wyników badań niezależnie od rodzaju i wielkości zębów.

independently of anatomic differences in their structure. This approach will allow for comparison of teeth-filling crevices in teeth of different kind and dimensions.

6. References

- [1] Grosfeldowa O.: Fizjologia narządu żucia, PZWL Warszawa 1981
- [2] Pihut M.: Czynniki wpływające na siły zgryzowe generowane w układzie stomatognatycznym, *Poradnik Stomat.*, 3, 2003, pp 20-23
- [3] Niewczas A. Marginal Tightness of Composite Dental Fillings Examined „in vitro”, *The Journal of the Slovak Chamber of Dentist*, XV, 4, 2005, pp 2-4
- [4] Kreici I., Lutz F.: In-vitro-Testverfahren Zur Evaluation Dentaler Restaurationssysteme.
1. Computergesteuerter Kasimulator Schweiz *Monatsschr Zahnmed*, vol. 100: 8/1990, pp 127-134
- [5] Clark D. J., Seets C. G., Paquette J. M.: Definitive diagnosis of enamel and dentine cracks based on microscopic evaluation, *J Esthet Restor Dent.*, 15(7), 2003, pp 391-401

Dr inż. Jacek HUNICZ

Politechnika Lubelska
Wydział Mechaniczny
Katedra Silników Spalinowych i Transportu
ul. Nadbystrzycka 36 20-618 Lublin
tel.(081) 5384261
e-mail: j.hunicz@pollub.pl

Dr n.med Agata NIEWCZAS

Akademia Medyczna w Lublinie
Katedra i Zakład Stomatologii Zachowawczej
ul. Karmelicka 7 20-081 Lublin
tel. (081) 5323410
e-mail: agatan@neostrada.pl

Dr inż. Paweł KORDOS

Politechnika Lubelska
Wydział Zarządzania i Podstaw Techniki
Katedra Podstaw Techniki
ul. Nadbystrzycka 38 20-618 Lublin
tel. (081) 5384490
e-mail: p.kordos@pollub.pl

Mgr inż. Daniel PIENIAK

Szkoła Główna Służby Pożarniczej
Wydział Inżynierii Bezpieczeństwa Pożarowego
Katedra Techniki Pożarniczej Zakład Mechaniki Stosowanej
ul. Słowackiego 52/54 01-629 Warszawa
tel. (022) 5617544
e-mail: daniel60@poczta.fm
