

Instrukcja użytkowania
nawigatora neurochirurgicznego TCP
wykonanego w IPPT PAN w ramach projektu
KBN PBZ 02009, 1997-2000

Zespół:

T.A. Kowalewski¹
D. Ircha²
A. Cybulski¹
R. Krajewski³

1. IPPT PAN, Warszawa
2. Uniwersytet Warszawski, Wydział Fizyki
3. Akademia Medyczna w Warszawie

Spis treści

1. Wstęp

2. Budowa systemu nawigatora TCP

2.1. Układ akwizycji

2.2. Układ wyświetlania

2.3. Zasilacz - sterownik

2.4. Sondy narzędziowe

2.5. Wzorce kalibracyjne

2.6. Dane techniczne układu

3. Przygotowanie układu do pracy.

3.1 Sposób łączenia urządzeń systemu nawigatora

3.1.1 Podwieszanie kamer i rozmieszczenie osprzętu

3.1.2 Podłączanie okablowania

3.2. Przygotowanie pacjenta do zbiegu z nawigatorem

3.2.1 Przeprowadzenie diagnostyki MRI/CT pacjenta spełniającej wymagania nawigacji

3.2.2 Porządkowanie danych MRI/CT pacjenta przed wczytaniem do nawigatora

4. Przygotowanie systemu nawigatora do obsługi zabiegu na sali operacyjnej

4.1. Kalibrowanie wstępne

4.2. Wczytywanie do nawigatora obrazów ze skanerów MRI lub CT i przeskalowanie stosu obrazowego na współrzędne rzeczywiste pola operacyjnego

4.3. Kalibrowanie korekcyjne

5. Procedury robocze

5.1 Sposoby posługiwania się nawigatorem podczas operacji

5.2. Automatyczne śledzenie położenia sondy pointera lub narzędzia

5.3. Procedury pomocnicze

1. Wstęp

Modelowy nawigator neurochirurgiczny TCP umożliwia wyznaczenie położenia określonego punktu wskaźnika z sondą ze świecącymi LED lub końcówki narzędzia chirurgicznego zaopatrzonego w taką sondę w rzeczywistym układzie współrzędnych stołu operacyjnego.

Rzeczywiste położenie wyznaczonego punktu jest wyświetlane na przeskalowanych warstwach (slices) stosu obrazów ze skanerów MRI lub CT.

Dla sprawnego działania on line i skrócenia czasu wskazywania położenia do 0.5 s układ wykorzystuje dwa sprzężone komputery. Jeden komputer pracujący z monitorem graficznym przechowuje, wyświetla, sortuje, obrabia, eksportuje obrazy MR i CT. Drugi komputer prowadzi akwizycję obrazów z kamer CCD, steruje LED płytki kalibracyjnej, płytki korekcyjnej oraz sondy i wyznacza położenie charakterystycznego punktu narzędzia (TCP). Po wyznaczeniu położenia przesyła dane o położeniu do komputera pierwszego i dalej na monitor graficzny, gdzie są nakładane na obraz MR lub CT wczytany podczas przygotowania operacji.

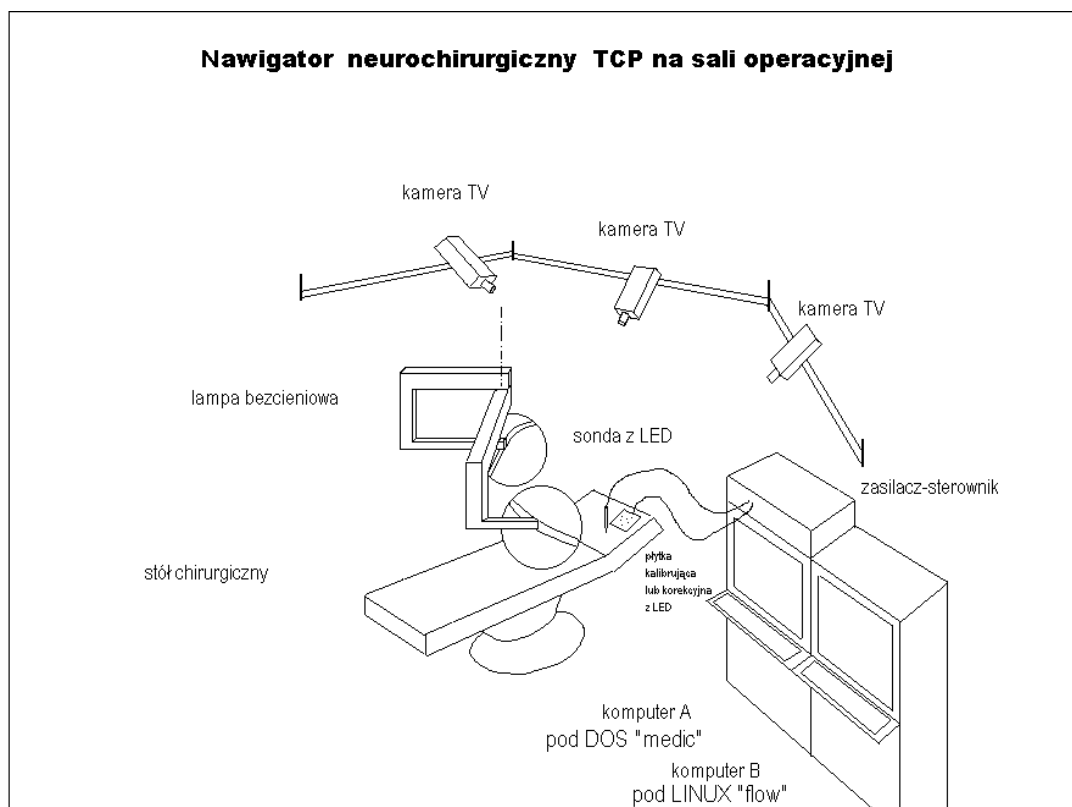
Nawigator pracuje dobrze z quasinieruchomym lub wolno poruszającym się pointerem lub narzędziem z sondą. Maksymalna prędkość przesuwu narzędzia, przy której układ nadąża wyznaczać położenie wszystkich LED, wynosi 0.5 cm/s.

2. Budowa systemu nawigatora TCP

Jak pokazano na rys.1 nawigator składa się z:

- komputera Pentium II nazywanego w systemie „medic” pracującego pod DOSem obsługującego program **grab1** z interfejsem użytkownika
- komputera Pentium II nazywanego w systemie „flow” pracującego pod LINUXem obsługującego program **QtMedic** z interfejsem użytkownika
- trzech kamer TV CCD wraz z obiektywami i systemem podwieszania

- sondy z czterema LED i wskaźnikiem (lub narzędziem)
- płytki kalibrującej z sześcioma LED
- płytki korygującej z czterema LED przystosowanej do zamocowania na ramie stereotactic umieszczonej na głowie pacjenta
- sterownika zasilającego wszystkie LED oraz kamery TV CCD
- okablowania

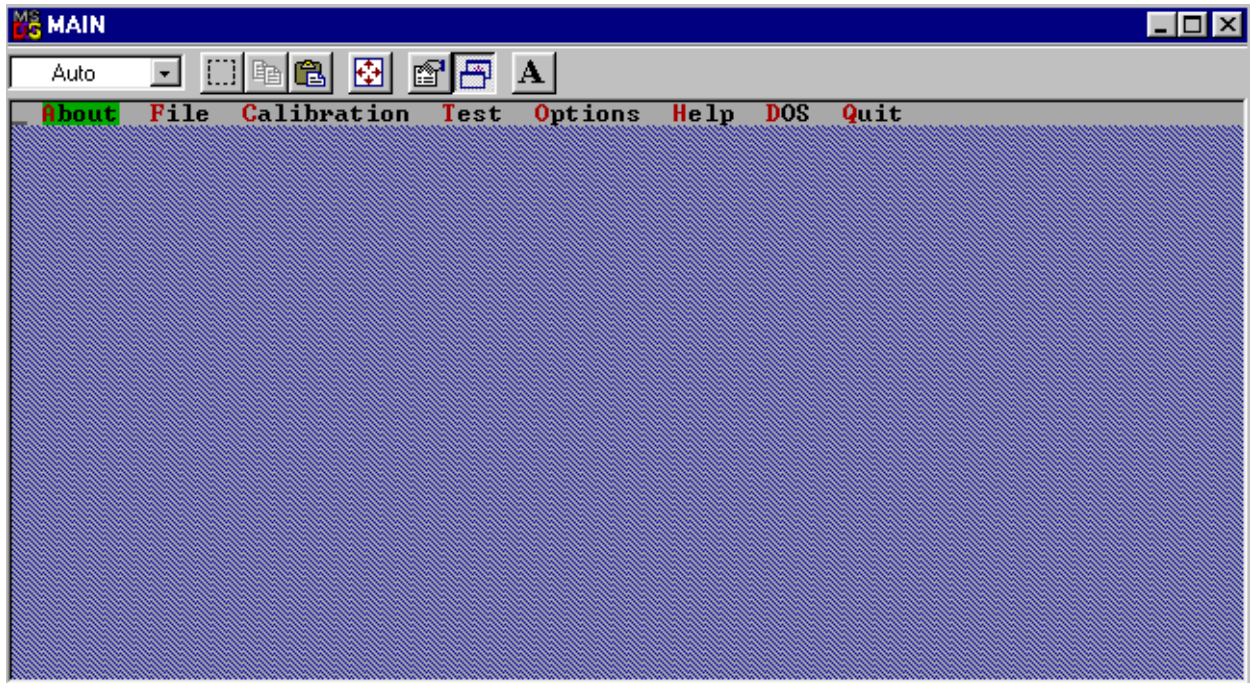


rys.1

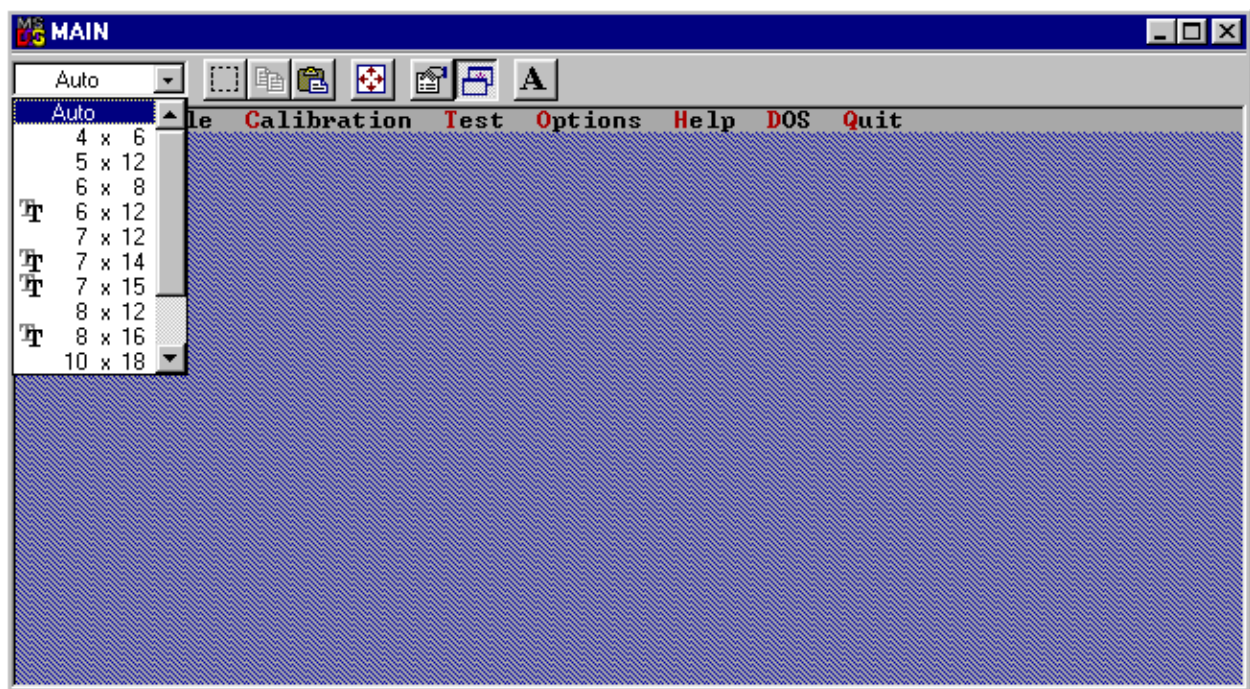
2.1. Układ akwizycji

Na układ akwizycji składa się komputer Pentium II „medic” pracujący pod DOS z monitorem kolor. Akwizycję prowadzi się korzystając z programu grab1 z interfejsem użytkownika. Dostępne menu pokazano niżej.

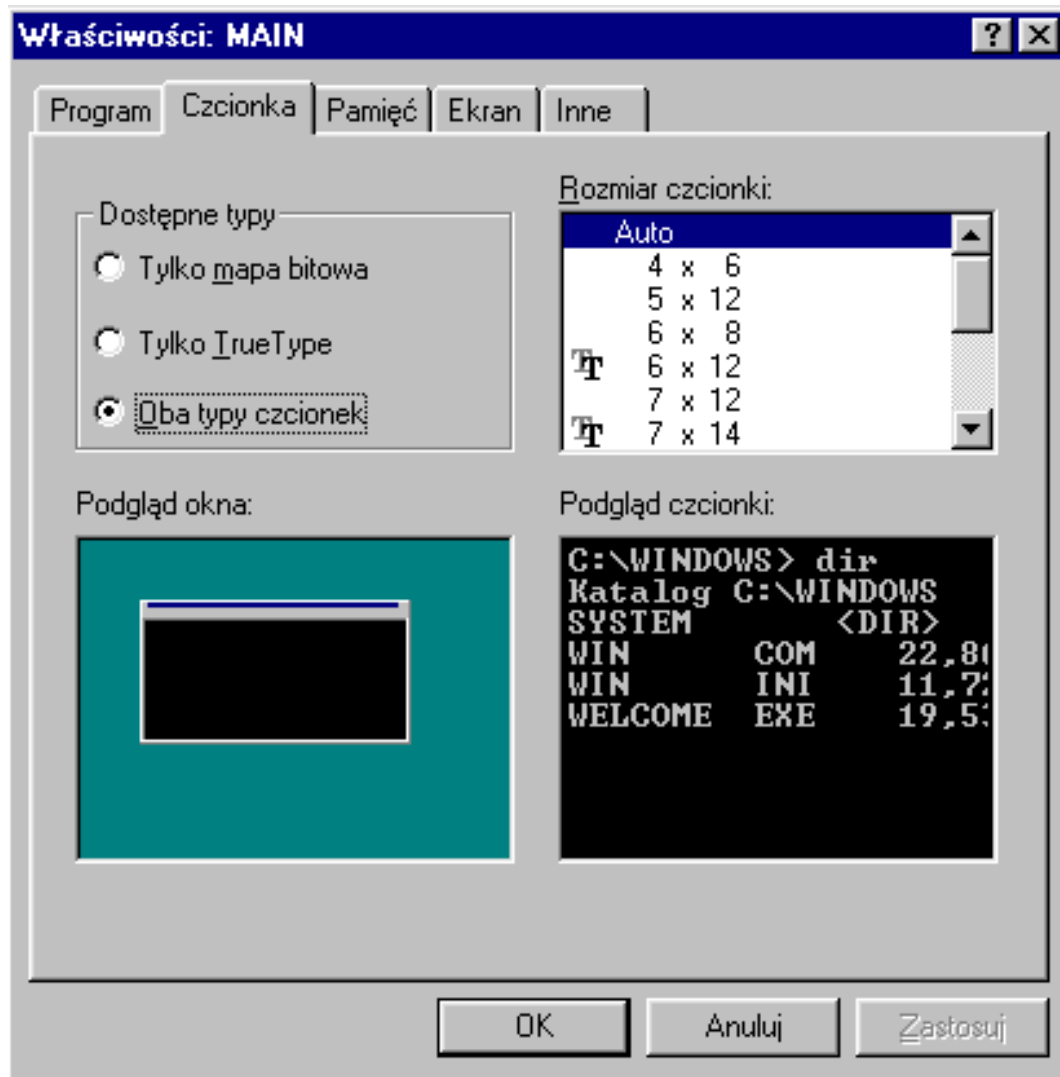
- przesuujemy się po menu strzałkami prawo, lewo
- rozwijamy opcję strzałkami góra, dół



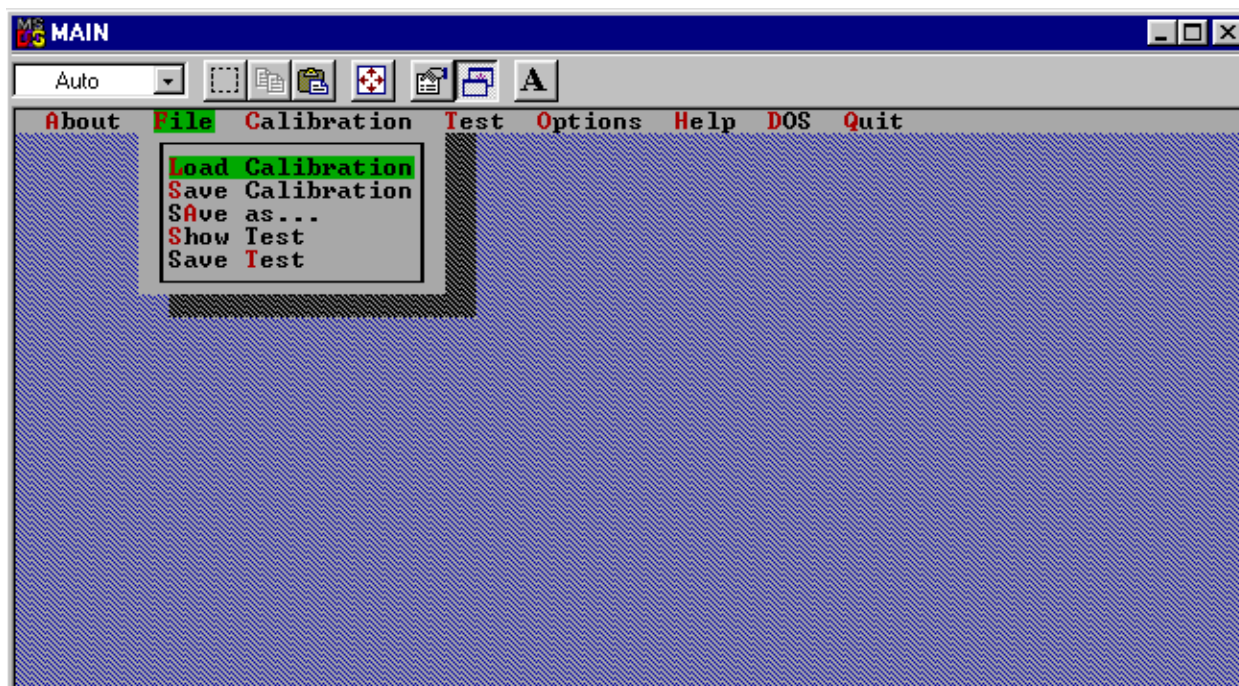
rys.2 Ekran podstawowy interfejsu użytkownika programu **grab1**



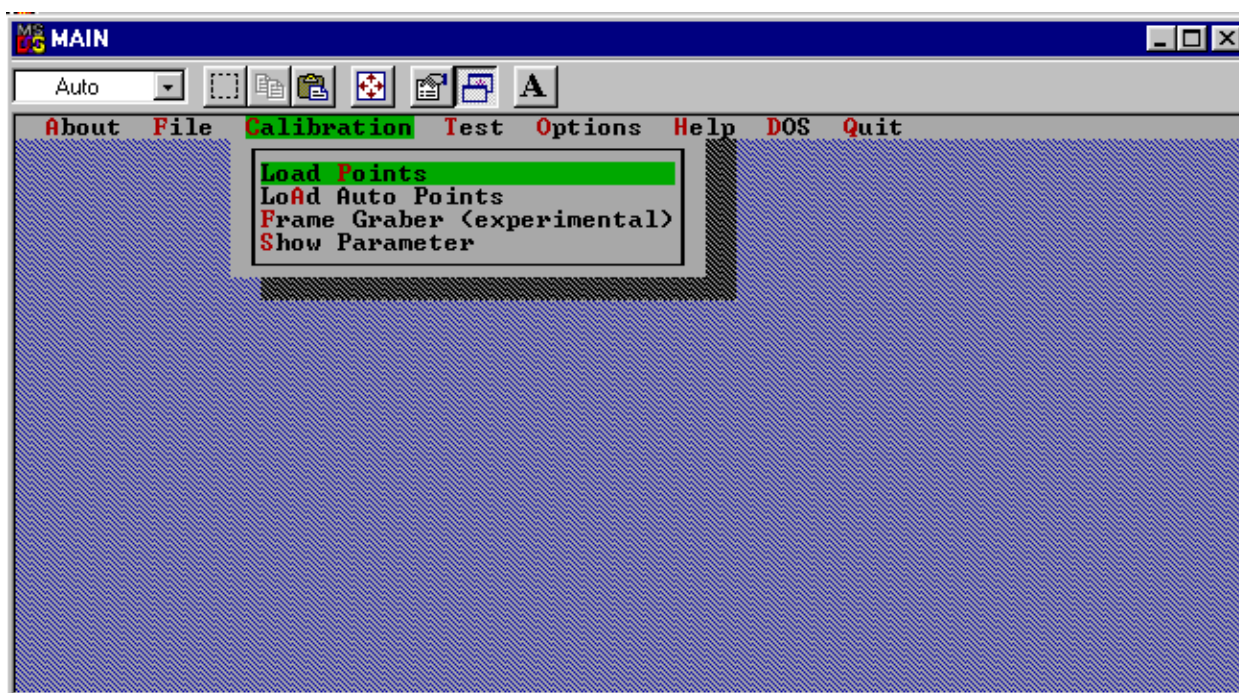
rys.3 Wybór rozmiaru czcionki interfejsu użytkownika (rozmiar czcionki w pikselach)



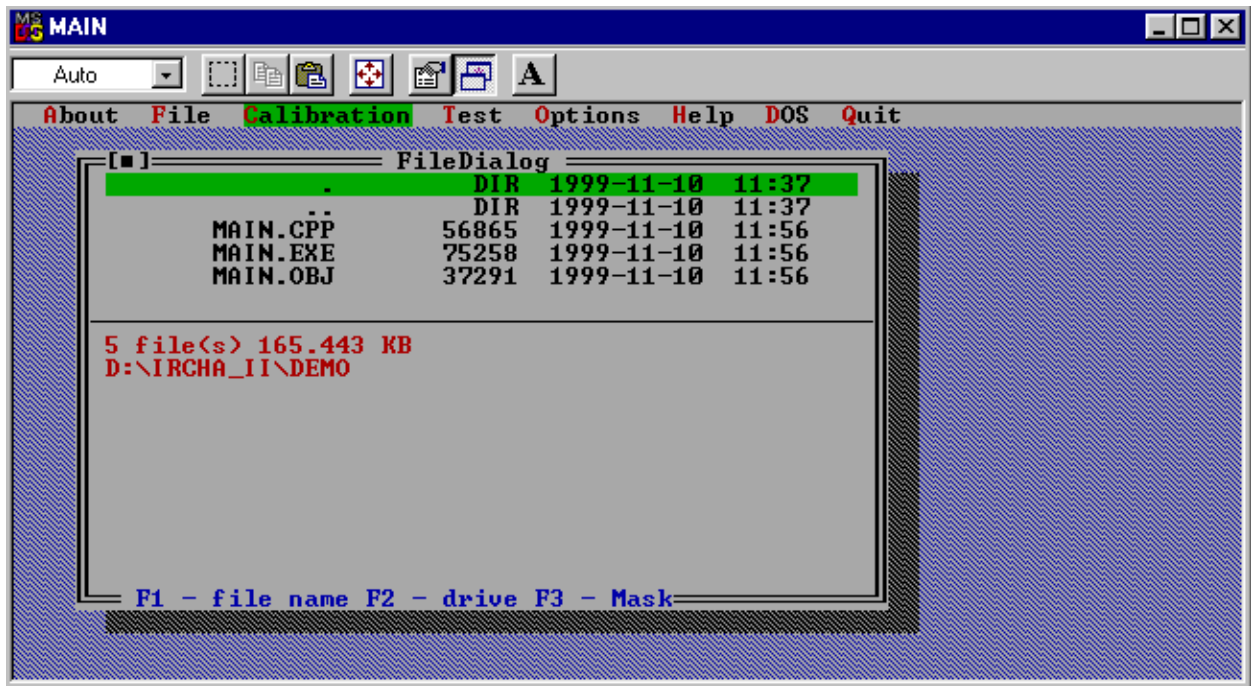
rys.4 Okno wyboru do konfigurowania interfejsu użytkownika **grab1**



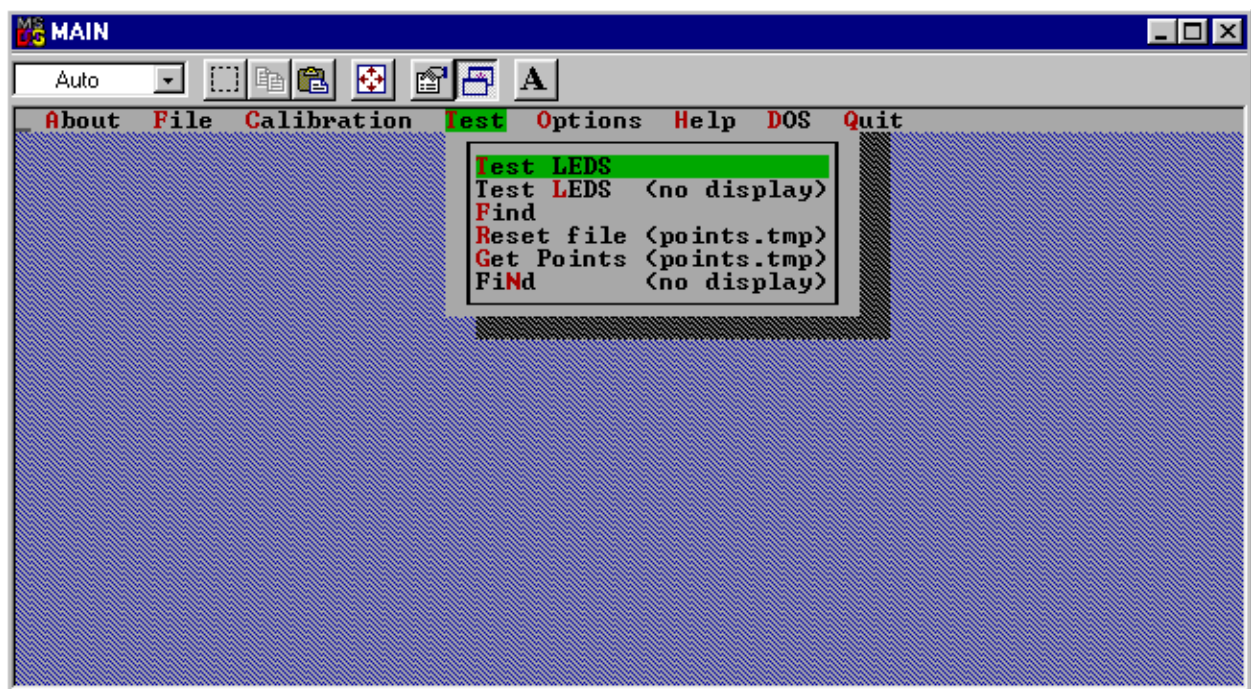
rys.5 Ładowanie i zapisywanie kalibracji



rys.6 Wczytywanie zbioru kalibracyjnego calib.dat

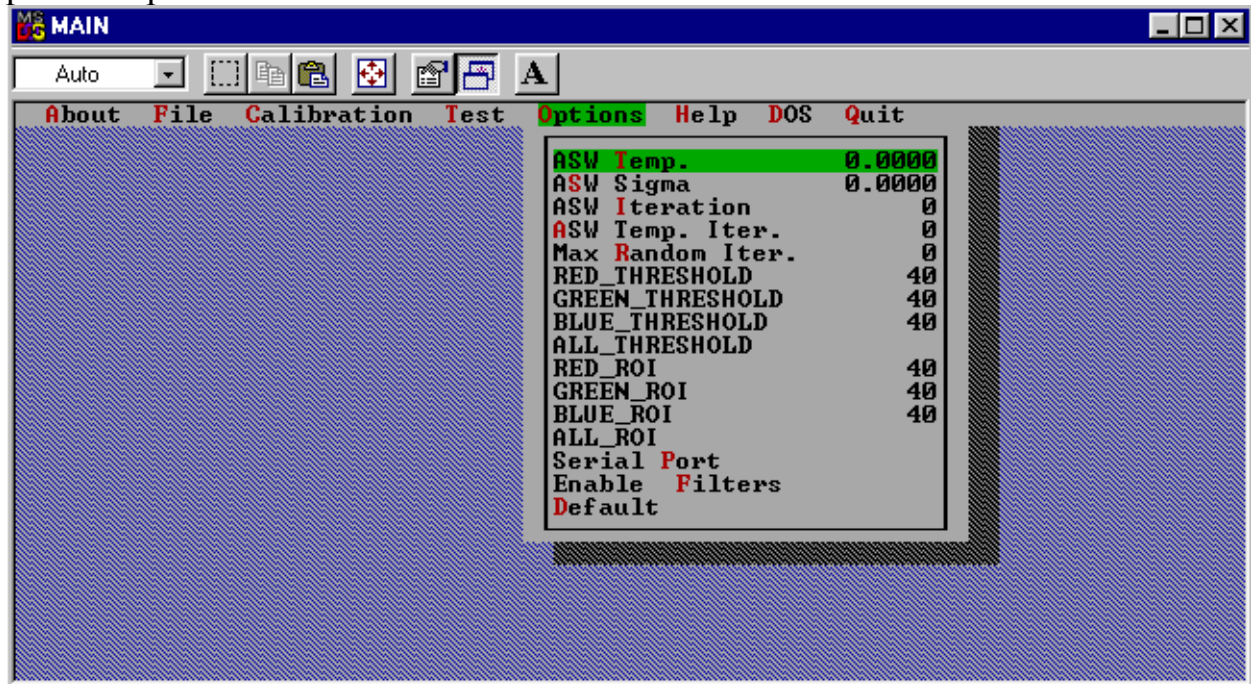


rys.7 Okno dialogowe do wczytywania zbioru kalibracyjnego

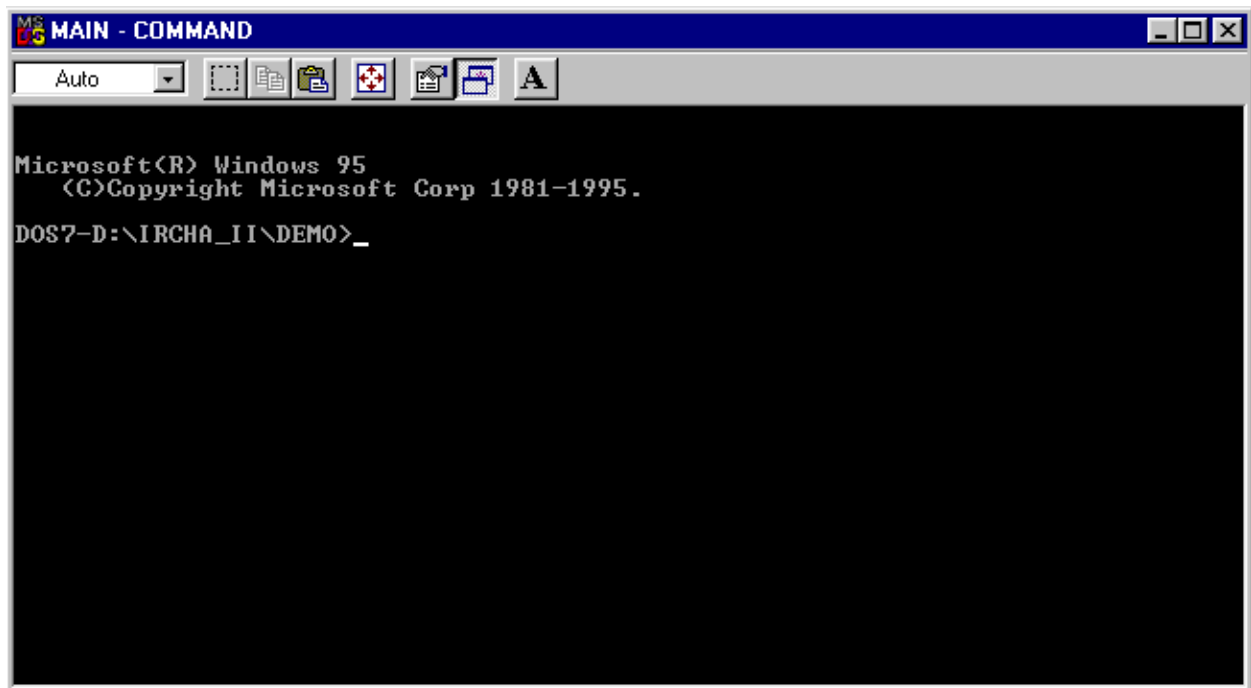


rys.8 Testowanie LEDs w płytce kalibracyjnej, sondzie i płytce korekcyjnej ponadto justowanie kamer układu obserwacji na podstawie widocznych jednocześnie obrazów z trzech kamer. Opcje **Find** wyszukiwanie LED i **Get Points** do zbierania współrzędnych punktów kalibracyjnych. Opcja **FiNd** rejestrowanie bieżących współrzędnych LED sondy i położenia TCP.

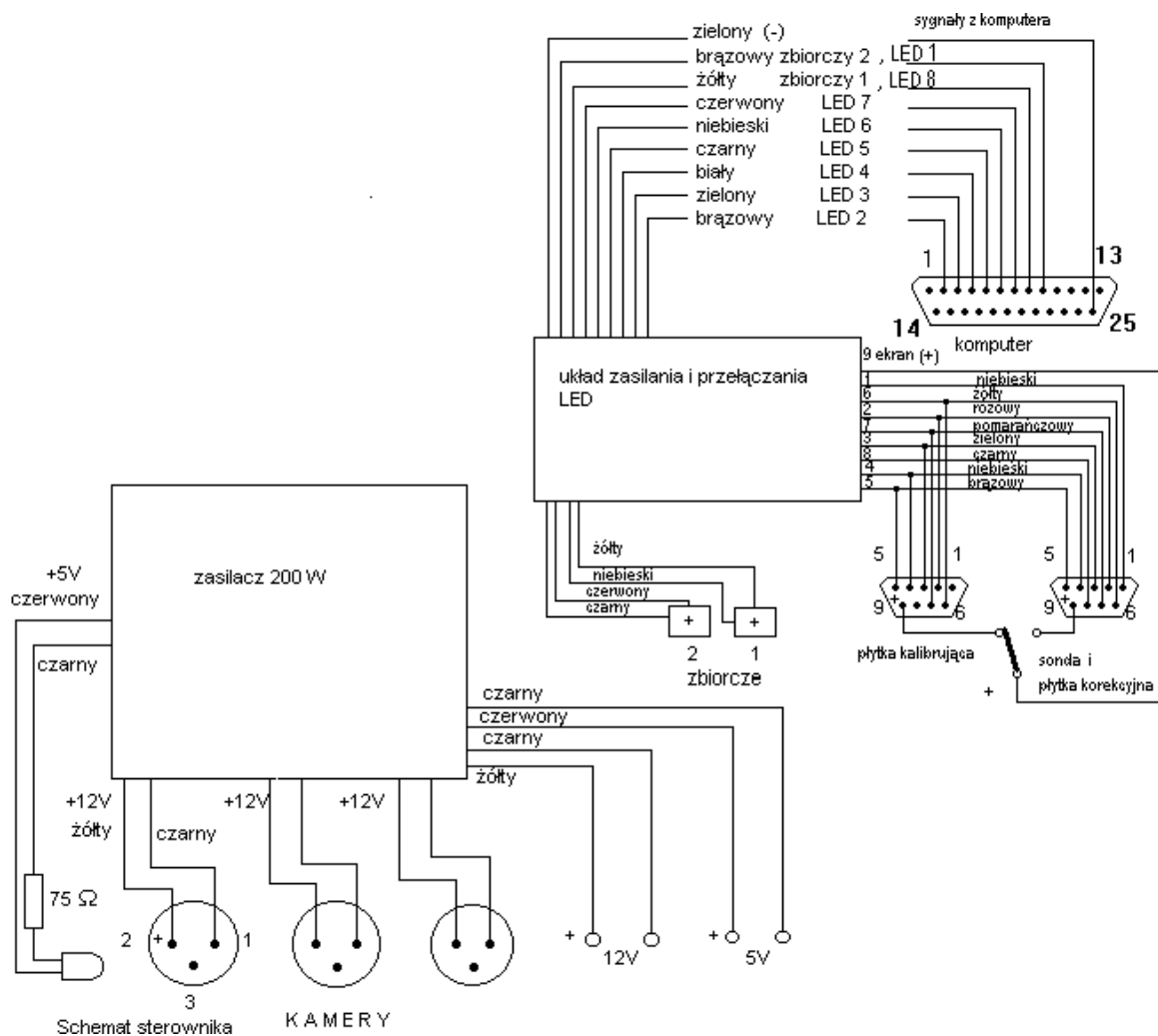
Wybierając **Get Points** rejestrujemy kolejne położenia płytki wzorcowej a następnie przez edycję dopisujemy współrzędne rzeczywiste i zmieniamy nazwę points.tmp na calib.dat.



rys.9 Dobieranie poziomu progowania w obrazach LED



rys.10 Wyjście do DOS z interfejsu użytkownika **grab1**



Sterownik umożliwia zasilanie jednocześnie trzech kamer CCD stabilizowanym napięciem +12V, ponadto jeszcze dwóch innych dowolnych urządzeń, w tym jednego na napięciu +12V i drugiego na napięciu +5V. Sterownik ma wbudowany układ kontrolujący pracę ośmiu LED w płytce kalibrującej + dwóch obwodach zbiorczych lub jednocześnie w sondzie i płytce korekcyjnej, czy też w sondzie i dwóch obwodach zbiorczych.

Każdy obwód zbiorczy może mieć maksymalnie po 5 LED połączonych równolegle. Z kontrolera LED na płytę czołową sterownika wyprowadzonych jest pięć gniazd :

- dwa gniazda 9 pin

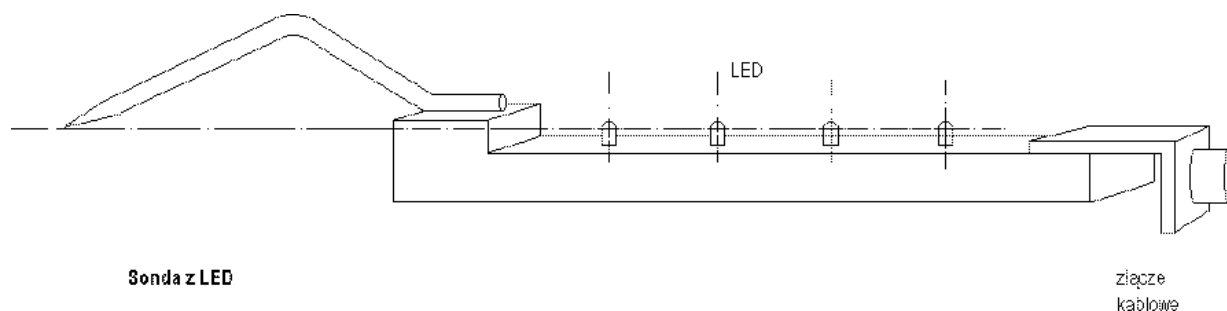
jedno - do podłączenia kabla sondy i płytki korekcyjnej
 drugie - do podłączenie płytki kalibracyjnej

- gniazdo 12 pin - do podłączenia kabla spinającego sterownik z komputerem

- dwa gniazda mini jack mono - do podłączenia dwóch obwodów zbiorczych LED
Ponadto na płycie znajduje się przełącznik włączający zamiennie albo płytkę kalibracyjną ,albo sondę i płytkę korekcyjną.

2.4. Sondy narzędziowe

Układ identyfikuje charakterystyczny punkt pointera lub narzędzia roboczego (TCP) na podstawie położenia dołączonej do nich zminiaturyzowanej sondy . Sonda pokazana na rys.12 wykonana jest z plexi i ma wmontowane cztery rurkowe LED o średnicy 3 mm . Zastosowano nowe wysokowydajne LED. Sonda zakończona jest hermetycznym złączeniem do kabla zasilającego . Kabel sondy narzędziowej ma wtyczkę dostosowaną do gniazda w sterowniku-zasilaczu. Sonda jest przystosowana do sterylizacji.



Rys.12

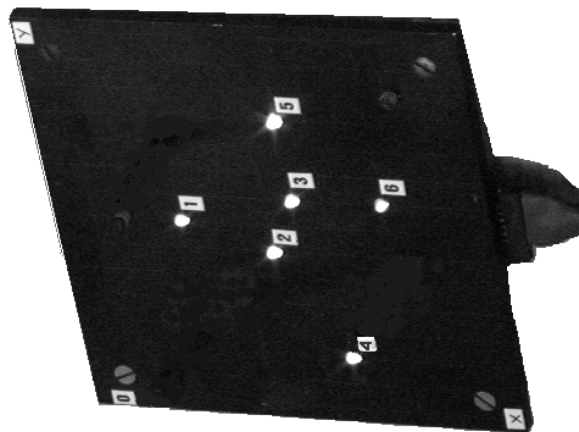
W niektórych przykładowych eksperymentach opisanych w instrukcji wykorzystywana była sonda testowa starszej konstrukcji z sześcioma LED.

W układzie zainstalowanym na sali operacyjnej zastosowano sondę ergonomiczną będącą dalszym rozwinięciem konstrukcji z rys.12.

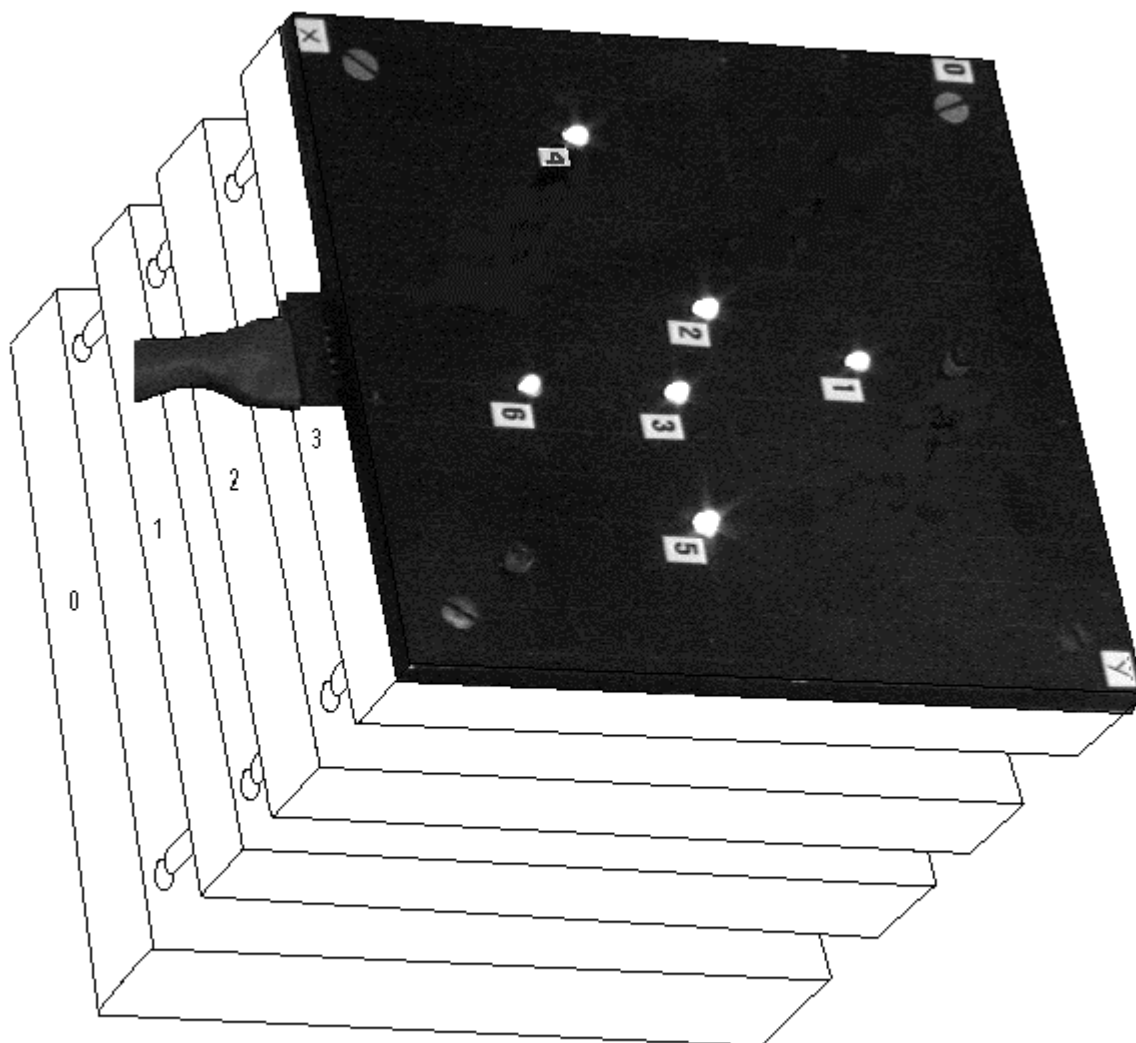
2.5 Wzorce kalibracyjne

Płytką wzorcowa do automatycznej kalibracji układu stołu modelowego wyposażona jest w 6 LED sterowanych z portu równoległego komputera.

Przed kalibracją do komputera wczytuje się położenia rzeczywiste LED na płytce jako dane odniesieniowe. Konstrukcję płytki wzorcowej pokazano na rys.13 . Płytkę ma wkręcane wkłady wewnątrz których znajdują się LED. Diody wystają nieznacznie ponad płytę podstawy i skalują przestrzeń w pobliżu płaszczyzny xy. Elementami skalującym przestrzeń w kierunku osi „z” są płytki dystansowe rys.14.



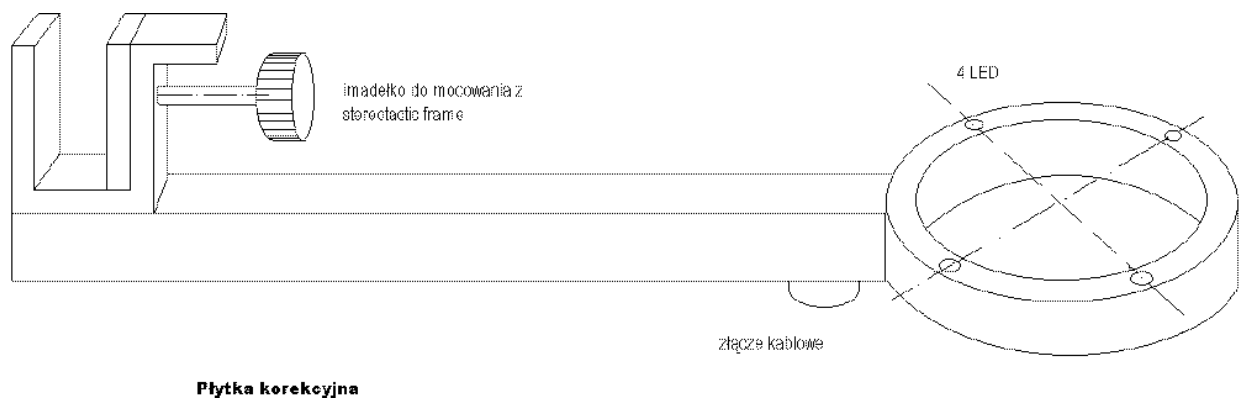
rys.13



Płytką kalibracyjną i stos płytek dystansowych

rys.14

Nawigator wykorzystuje płytkę kalibracyjną do kalibracji wstępnej, natomiast do bieżącej korekty skalowania ułożenia głowy pacjenta wykorzystywana jest płytką korekcyjną pokazana na rys.15 pracująca na przemian z sondą.



rys.15

2.6 Dane techniczne

Konfiguracja układu nawigatora TCP:

Komputer A

pracujący pod DOS „medic”

Komputer Pentium II z procesorem 400 MHz (pracujący pod DOS)

256 MB RAM , 2x HDD 3,39 GB , FDD, CDrom

karta graficzna Matrox

karta sieciowa 3C509

system archiwizacji Iomega, Zip 100 MB

monitor Samsung color 17”

karta video frame grabbera:

Imaging Technology ICI-PCI-4.0-DOS-KIT-P.

karta nakładkowa akwizycyjna:

Imaging Technology AM-STD-RGBCSC-HS

Komputer B

pracujący pod LINUX „flow”

Komputer Pentium II z procesorem 400 MHz (pracujący pod Linux) 128 MB RAM, HDD 14GB, FDD, Iomega Zip 100MB, CDRom 40x,
karta graficzna Matrox,
karta sieciowa 3COM,
monitor color 19” Samsung, SyncMaster 900p

3 monitory kamerowe Panasonic Colour 14” TC-14S3 RP/Z

3 kamery CCD:

2x Costar CV-M10 RS 1/2”	przetwornik 659(H) x 494(V)	rozdzielczość TV 500 x 485 linii
Sony 3 CCD colour XC-003P 1/3”	752(H) x 582(V) w RGB	739 x 575 punktów x linii

3. Przygotowanie układu do pracy.

Nawigator neurochirurgiczny TCP umożliwia realizację następujących procedur:

a. w fazie przygotowania operacji:

- kalibrację układu
- wczytywanie obrazów ze skanerów medycznych MRI i CT
- tworzenie stosów obrazów MRI i CT
- tworzenie przekrojów axial, sagittal i coronal w stosach MRI i CT
- zaznaczanie na przekrojach położenia znaczników na głowie pacjenta i wyznaczanie ich współrzędnych w skali rzeczywistej i w skali obrazu
- rekonstrukcję 3D ze stosów

b. podczas operacji:

- śledzenie ruchu narzędzia i przenoszenie informacji o położeniu części roboczej narzędzia Tool Centre Point (TCP) na stos obrazowy
- wyświetlanie położenia TCP na przekrojach stosu

3.1. Sposób łączenia urządzeń systemu nawigatora

Na schemacie rys.16 pokazano urządzenia, z których składa się nawigator i sposób połączeń między nimi.

Dla nawigacji w karcie video frame grabbera wykorzystuje się wejście kamery RGB (kolor). Podkładając zamiast trzech elementarnych kolorów składowych obrazy mono z trzech różnie rozmieszczonych kamer TV CCD z obrazem czarno-białym odpowiednio zsynchronizowanych. Można również wykorzystać obrazy z dwóch kamer czarno-białych dopełnione brakującym kolorem z kamery RGB.

Rejestrując w video frame grabberze obraz kolorowy (RGB) faktycznie rejestrujemy widok sondy z trzech kierunków.

Dla wybrania na ekranie monitora współpracującego z kartą video frame grabbera obrazu tylko z jednej kamery, należy w dwóch pozostałych kamerach zamknąć przesłony obiektywów (normalnie w interfejsie użytkownika programu **grab1** widoczne są obrazy z trzech kamer jednocześnie).

Taka technika ułatwia justowanie układu obserwacyjnego. Wykorzystanie w opisanej konfiguracji wejścia RGB w karcie obrazowej pozwala na jednoczesną rejestrację w komputerze obrazów mono z trzech kamer.

3.1.1 Podwieszanie kamer i rozmieszczenie osprzętu

Przygotowane rozwiązania konstrukcyjne są dostosowane do montowania kamer układu akwizycji na suficie sali operacyjnej. Konstrukcja podwieszenia umożliwia przesuwanie kamer względem siebie a specjalne statywowe głowice kamerowe o dwóch stopniach swobody (obroty względem wzajemnie prostopadłych osi) pozwalają na precyzyjne wyjustowanie układu. Kamery powinny być wycelowane na środek pola operacyjnego. Wielkość pola widzenia kamer dobiera się zmieniając obiektywy i odległość od obiektu. Konsola z komputerami i monitorami powinna być umieszczona możliwie daleko od stołu operacyjnego w takiej odległości, na którą pozwala długość kabli.

3.1.2 Podłączanie okablowania

Kable systemu nawigatora:

3 szt. kabel sieciowy zasilający

2 szt. kabel zasilający monitor

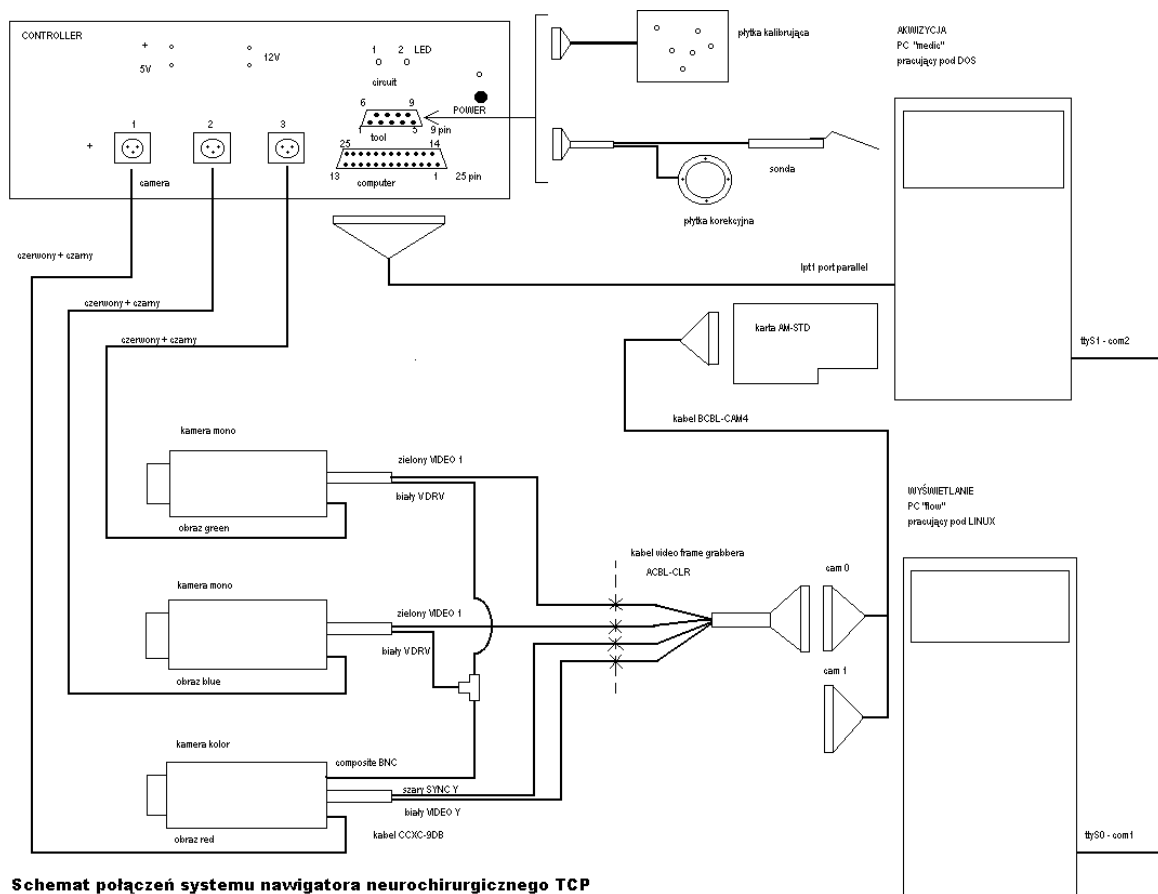
1 szt. kabel do podłączenia zewnętrznego systemu archiwizacji

 Iomega Zip (do portu równoległego komputera)

1 szt. kabel łączący zasilacz-sterownik z komputerem

1 szt. kabel łączący komputery (transmisja danych) com2 - com1

- 1 szt. kabel video frame grabbera ACBL_CLR
- 1 szt. kabel video frame grabbera BCBL-CAM4
- 1 szt. kabel kamery kolor CCXC-9DB
- 2 szt. kabel kamery mono
- 1 szt. kabel zasilający kamery kolor
- 1 szt. kabel synchronizacji BNC-BNC



Schemat połączeń systemu nawigatora neurochirurgicznego TCP

rys.16

3.2. Przygotowanie pacjenta do zbiegu z nawigatorem

Pacjent poddawany badaniom MRI i CT musi mieć przyklejone odpowiednie znaczniki na głowie widoczne na obrazach. Dla MRI są to kilkunastomilimetrowe półtoroidalne pierścienie z tworzywa z warstwą adhezyjną od spodu. Dla CT takie pierścienie mają w środku kulki aluminiowe o średnicy ok. 8 mm. Jeśli brak jest oryginalnych znaczników, to można wykorzystać w MRI dostosowane do

przyklejania kulki witaminy D. Znaczniki umieszczane są na ważnej dla zabiegu, ale najmniej ruchomej części głowy. Znaczniki powinny być nalepiane na gładkiej skórze (wygolonej). Powinno ich być nie mniej niż pięć w możliwie dużych odstępach od siebie. Profesjonalnie wykonane znaczniki dostępne są w firmie BrainLab.

3.2.1 Przeprowadzenie diagnostyki MRI/CT pacjenta spełniającej wymagania nawigacji

Badania powinny być przeprowadzone zgodnie z wymaganiami systemu nawigatora. Dotyczy to zwłaszcza jakości obrazów (brak szumów).

Warstw (slices) powinna być odpowiednia ilość (nie mniej niż 70-80), odległość między warstwami nie większa jak 1,5 mm, matryca obrazu kwadratowa 256 x 256 pikseli.

Pacjentowi zwykle wykonuje się serię axialnych obrazów. W zakresie skanowania należy zmieścić się wszystkie znaczniki.

W warunkach warszawskich badania najczęściej będą wykonywane w Centrum Onkologii na aparatach Elscint MR PRIVILEGE.PRESTIGA i CT TWIN HELICAT.

Ze stacji OMNIPRO z katalogów /pat/data/(nazwiska) zawierających obrazy pacjentów ze skanerów Elscint realizowany jest eksport przez ftp do katalogu w komputerze „flow” lub obrazy są nagrywane na przenośne nośniki i wczytywne do „flow”. Nawigator z wybranej (zaznaczonej) grupy obrazów realizuje zbiorczy stos. Układając stosy obrazów ze skanerów medycznych najczęściej startujemy od przekroju axialnego, wtedy stos jest układany w kierunku osi „z” a kolejne slices i odstępy między nimi skalują nam przestrzeń wzdłuż tej osi

Dalsze prace obejmujące przygotowanie danych do operacji i nawigację prowadzone są na tym stosie.

3.2.2 Porządkowanie danych MRI/CT pacjenta przed wczytaniem do nawigatora

Obrazy MRI/CT pacjenta możemy dostarczać do nawigatora na kilka sposobów. Możliwe jest przesyłanie obrazów sieciami komputerowymi lub wczytywanie z przenośnych nośników jak dyskietki zip, CDrom czy wymienne dyski HD. Wymienne dyski HD polecamy tylko awaryjnie.

Niżej podajemy przykład pobierania obrazów z Centrum Onkologii w Warszawie na CDROM lub zip.

W Laboratorium CT i MR w Centrum Onkologii w Warszawie zainstalowany został dodatkowy terminal, którym na stałe jest komputer klasy PC ale może być

także notebook współpracujący z wybraną konsolą OMNIPRO skanerów ELSCINT.

W testach transferu wykorzystaliśmy konsolę, która ma adres PRO3 192.1.1.5 i na niej realizowana jest procedura

TRANSFER do PC.

Komputer PC podłączony do konsoli ma adres:

omnipc 192.1.1.15

Opcjonalnie podłączany notebook jest pod adresem:

notebook 192.1.1.100 (notebook hostip = 192.1.1.100)

Zanim dokona się transferu plików z konsoli PRO3 należy umieścić potrzebne obrazy w katalogu /var/tmp/export komendą *export*. Z uwagi na automatyczną numerację obrazów, należy jednorazowo umieszczać w katalogu wynik jednego badania (jeden katalog). Z poziomu PC lub notebooka można obejrzeć zawartość tego katalogu po zalogowaniu się na PRO3 przez telnet postępując jak niżej:

```
>telnet pro3
```

```
login: guest
```

```
password: guest
```

```
teraz przez komendę
```

```
> cd /var/tmp/export
```

```
należy przejść do katalogu var/tmp/export
```

Można dokonać listingu zawartości tego katalogu przez

```
>ls -la | more
```

Kiedy stwierdzimy, że są tam poszukiwane obrazy, to możemy ponownie zalogować się na PRO3

tym razem przez ftp i ściągnąć obrazy na PC/notebook przez get lub mget.

Procedura logowania się przez ftp wygląda następująco:

zamknąć sesje telnetu:

```
>exit
```

otworzyć sesje ftp wypisując kolejno:

```
>ftp pro3
```

```
login: guest
```

```
password: guest
```

```
>bin
```

```
>prompt off
```

```
wyberamy katalog
```

```
>cd var/tmp/export
```

Korzystając z get lub mget pobieramy potrzebne pliki.

```
> mget *
```

wszystkie pliki są transferowane.

Nazwy użytkownika i hasła są podane przykładowo.

Jeśli operacji dokonujemy w DOS lub Win3.11 długie nazwy pacjentów zostają obcięte do zestawu 8.3 (osiem znaków przed kropką, trzy po kropce). Może to doprowadzić do trudności w interpretacji właściwej nazwy. Wyjściem jest:

- a) instalacja Windows95 - które tolerują długie nazwy plików
- b) wykonanie zmiany nazwy na pro3, **przed transferem** na PC

Ta ostatnia czynność jest dość pracochłonna, ale może być zautomatyzowana przy pomocy dodatkowego skryptu - long2short. Skrypt ten będzie zainstalowany na Pro3.

Po transferze plików, pliki zebrane na dysku komputera PC możemy skopiować np. na dyskietki ZIP lub CDrom i przenieść na inne maszyny .

Brak nam informacji czy opisana wyżej procedura jest jeszcze aktualna. Jako alternatywę proponujemy procedurę podaną niżej , którą testowaliśmy na początku 1999r.

Dostępny w Centrum Onkologii komputer (Pentium II z procesorem 450 MHz) współpracujący z terminalem OMNIPRO ma zainstalowane WINDOWS98.

Po ustaleniu z personelem możliwości zalogowania się wybieramy z blatu programu WINDOWS ikonę **ściągnięcie plików.bat** dalej wchodzimy do katalogu
> cd usr/tmp/export lub równoważnego >cd var/tmp/export

Istnieje możliwość zastosowania również programu ściąającego znajdującego się w katalogu C:\dcm

W WINDOWS można skorzystać z menu **Start** i wybrać z menu **Programy** pozycję **WS_FTP32**, otworzy się wtedy okno opisane WS_FTP32.192.1.1.2

W tym oknie można obserwować co jest w katalogu usr/tmp/export lub jak przebiega transmisja do tego katalogu. Następnie należy otworzyć okno katalogu DICOM/FTP i utworzyć wybierając **new folder** katalogi pacjentów, których obrazy MRI/CT będą pobierane. Z ogólnej listy plików znajdujących się w usr/tmp/export zaznaczamy pliki z interesującym nas nazwiskiem i kopiujemy do założonego katalogu. Następnie korzystamy z nagrywarki CDrom

Hewlett Packard CD-Writer Plus pracującej z oprogramowaniem **Easy_CD_Creator** Advantec kompletujemy potrzebne obrazy na liście Add a następnie nagrywamy.

Przystępując do prac z oprogramowaniem, należy przejrzeć obrazy z MRI/CT i sprawdzić, czy nazwy plików z tej samej serii mają oznaczenia z kolejno narastającą numeracją oraz czy wszystkie pliki serii mają ten sam rozmiar.

Należy pogrupować w oddzielnych katalogach pliki z tym samym rozmiarem. Następnie uporządkować nazwy (narastającą numeracją). W innym przypadku

utrudnione będzie ułożenie prawidłowych stosów obrazów. Pomocny w tych pracach jest nasz własny program **sort_dicom**.

Program wymaga, aby w katalogu, w którym prowadzimy sortowanie, nie było plików o tej samej nazwie, ale z różnymi rozszerzeniami. Rdzeń nowej nazwy może stanowić skrócone nazwisko pacjenta, patrz przykład zastosowania:

sortujemy obrazy pacjenta Kamiński

```
>sort_dicom kami -b
```

jako rezultat otrzymujemy obrazy DICOM3 (*.dcm), pliki nagłówkowe (*.txt) oraz dodatkowo pliki obrazowe

*.bmp (komenda z opcją -b)

*.tif (komenda bez opcji)

4.Przygotowanie systemu nawigatora do obsługi zabiegu na sali operacyjnej

Przeprowadza się kalibrację wstępną z wykorzystaniem płytki kalibracyjnej.

Wczytuje się do nawigatora obrazy MRI/CT tworząc z nich stos.

Szkielet ustalający położenie głowy pacjenta (stereotactic frame) zaopatruje się w płytkę z LED do kalibracji korekcyjnej.

Bezpośrednio przed operacją przekalibrowuje się układ stosu MRI/CT na układ rzeczywisty, wyszukuje się środki znaczników na głowie pacjenta w obrazie MRI/CT i tworzy listę współrzędnych tych znaczników. Następnie wskazuje środki znaczników wskaźnikiem (pointers) a układ automatycznie dopisuje rzeczywiste współrzędne znaczników do wspomnianej listy.

Uruchamia się łączność między układem akwizycji i układem wyświetlania i działającą non-stop kalibracją korekcyjną.

4.1. Kalibrowanie wstępne

Do kalibrowania układu wykorzystujemy płytkę wzorcową i płytki dystansowe. Wzorcowanie przeprowadzamy z poziomu menu user interface pod DOS czyli z programu **grab1.exe**.

Z menu user interface wybieramy **Test**, a następnie **Find**, teraz wstawiamy płytkę wzorcową w kolejne gniazda I-V podstawy układając ją na kolejnych płytkach dystansowych i rejestrujemy obrazy. Punkty wybrane z obrazów przez procedurę **Find** mamy w katalogu POINTS I w pliku points.tmp. Dostarczany plik wzor.dat istniejący w tym katalogu zawiera współrzędne położenia LED w płytce umieszczanej w gniazdach I-V podstawy na różnych płytkach dystansowych.

Edytujemy plik points.tmp wstawiając rzeczywiste współrzędne rejestrowanych punktów. Zmieniamy nazwę pliku na na calib.dat.

Ponownie wracamy do user interface, z menu wybieramy **Calibration** ,wywołujemy plik kalibracyjny calib.dat i przeprowadzamy kalibrację. Teraz możemy wybrać **FiNd** i rejestrować bieżące stany sondy oraz położenie TCP. Parametry wyznaczone w wyniku kalibracji można obejrzeć wywołując **Show Parameter** z menu **Calibration**. Dopasowanie wyliczonych współrzędnych punktów kalibracyjnych do danych wprowadzonych można obejrzeć wybierając **Show Test** z menu **File**. Górny wiersz przedstawia wartości wprowadzone we współrzędnych kamerowych, dolny wyliczone. Wybierając **Save Test** zobaczymy plik, który obok wymienionych wierszy będzie miał jeszcze wiersz z różnicami między wartościami zadanymi i wyliczonymi. Po przeprowadzeniu kalibracji, szukając położenia LED w oprawie narzędzia wybieramy opcję **FiNder** z menu **Test**. Na ekranie wyświetlane będą bieżące współrzędne kamerowe dla LED z oprawy narzędzia. Rzeczywiste współrzędne LED są wpisywane systematycznie do pliku find.dat.

4.2.Wczytywanie do nawigatora obrazów ze skanerów MRI lub CT i przeskalowanie stosu obrazowego na współrzędne rzeczywiste pola operacyjnego

Jedną z ważniejszych procedur jest tworzenie lub wczytywanie stosów obrazowych oraz przekalibrowanie stosów na wymiary rzeczywiste i przetransformowanie ich na współrzędne układu rzeczywistego . Po dokonaniu kalibracji wstępnej zgodnie z pkt. 4.1 przechodzimy do **QtMedic**. Na podstawie obrazów wczytanych do nawigatora i zwizualizowanych w **QtMedic** jako stos z przekrojami axial, sagittal i coronal oraz 3D odwzorowania (patrz rys. 17) lekarz ustala strategię operacji.



rys.17

Bezpośrednio przed operacją, ale po założeniu stereotactic frame i płytki korekcyjnej, lekarz z operatorem nawigatora TCP przeprowadzają skalowanie stosu obrazów MRI/CT do wymiarów rzeczywistych oraz translację układu współrzędnych stosu na układ współrzędnych rzeczywistych stołu operacyjnego. Odbywa się to przez wczytywanie położenia środków znaczników dotykanych pointerem do programu nawigatora. Po przeprowadzeniu przeskalowania i kalibracji znaczniki są usuwane z głowy pacjenta. Dalsza korekta nawigatora prowadzona jest w oparciu o położenie płytki korekcyjnej związanej ze stereotactic frame.

Szczegółowy sposób postępowania jest opisany niżej.

Z qtMedic wybieramy **File** i dalej **Load DICOM data** pojawi się okno **Choose directory** określamy , z którego katalogu mają być wczytane obrazy MRI/CT, wybieramy katalog. Otworzy się okno z plikami DICOM. Znakiem „v” będą

zaznaczone te pliki, które utworzą stos. Po potwierdzeniu wszystkie pliki zaznaczone przypiszemy do stosu.

Transformację danych o TCP sondy na stos obrazowy MR przeprowadzamy po wcześniejszym wykonaniu procedury skalowania odwzorowania. Wybieramy z menu QtMedic opcję **Connect**. Następnie przechodzimy do funkcji **Transformation**, po otwarciu się okna **Transform Fit Dialog** kursorem wybieramy przycisk **Connect**, otworzy się okno **Fit Connect Window** wybieramy **Start**. Wracamy do okna **Transform Fit Dialog** wskazujemy punkty fantomu/obiektu na modelowym stanowisku operacyjnym dotykając je sondą równocześnie zaznaczamy kursorem zidentyfikowane położenie tych punktów na przekrojach stosu obrazów MR. Kiedy stwierdzamy, że położenia są właściwie zaznaczone, wybieramy **Add**. Ta ostatnia funkcja tworzy zbiór punktów skalujących. Kiedy zbierzemy kilka punktów skalujących (nie mniej niż 5), wracamy do **Fit Connect Window**. Wybieramy **Stop** i **Cancel** wracamy do okna **Transform Fit Dialog** wybieramy **Fit**, **Apply** i **OK**. Z menu ponownie wybieramy **Connect** i dalej **Connect Device** otwiera się okno **Connect Window** wybieramy **Start**. Zatrzymujemy transmisję wybierając **Stop**. Kończymy transmisję przez wybranie **Close**.

Mamy w ten sposób ustalone stałe właściwe przeskalowanie między układami i poruszając sondą na stole operacyjnym widzimy w tym samym czasie położenie TCP na obrazach MR w programie QtMedic.

4.3. Kalibrowanie korekcyjne

Kalibracja korekcyjna sprawdza na bieżąco co 10 sekund, czy nie zmieniło się ustawienie pacjenta w polu operacyjnym. Ma to na celu zagwarantowanie prawidłowości transmisji między układem rzeczywistym stołu operacyjnego i stosem obrazów MR. Metodyka postępowania podczas przygotowań do zabiegu operacyjnego przewiduje wyjustowanie kamer obserwujących pole operacyjne (ustawienie pola widzenia, ostrości i zablokowanie), dokonanie kalibracji kamer (przeskalowanie obrazów kamerowych na współrzędne rzeczywiste stołu operacyjnego). Opisane działania są jednorazowe pod warunkiem, że nie wydarzy się nic nadzwyczajnego, np. przypadkowe przesunięcie kamer. Drugi proces kalibracji, tzn. skalowanie między stołem operacyjnym i stosem obrazów MR, odbywa się cyklicznie. Uzyskujemy w ten sposób korektę bieżących zmian podczas operacji naruszających transformacje między układem rzeczywistym i stosem MR, czynnikiem zaburzającym może być przykładowo zmiana położenia stołu operacyjnego lub głowy pacjenta.

Do korekty bieżącej transformacji wykorzystuje się płytkę korekcyjną z czterema LED zamocowaną do ramy na głowie pacjenta. Wstępne położenie tej płytki i odpowiadające jej odwzorowanie głowy pacjenta na stosie MR określa się zaraz po ułożeniu pacjenta na stole.

Od tego momentu dalsza korekta odbywa się automatycznie

5. Procedury robocze

5.1 Sposoby posługiwania się nawigatorem podczas operacji

Główne zadanie nawigatora podczas operacji polega na odwzorowaniu rzeczywistego położenia charakterystycznego punktu narzędzia z sondą na stosie obrazowym MR.

Wykorzystujemy do tego celu opracowany dla środowiska linux program QtMedic. Otwieramy w linux ekran graficzny korzystając z funkcji **startx**, wybieramy **xterm**, przechodzimy do katalogu, w którym znajduje się program qtMedic.static i uruchamiamy ten program, wygodnie jest skorzystać w tym momencie z nakładki **mc** (Midnight Commander). Z menu user interface tego programu wybieramy **File**, następnie **Load DICOM data** pojawi się okno **Choose directory**, wybieramy katalog, z którego chcemy załadować obrazy. Otworzy się okno z plikami DICOM.

Znakiem „v” będą zaznaczone te pliki, które utworzą stos. Po potwierdzeniu wszystkie pliki zaznaczone przypiszemy do stosu. Teraz możemy przystąpić do tworzenia odwzorowania 3D. Wybieramy **Volume** i dalej **Volume rendering**, pojawią się suwaki do ustalenia rozmiarów bryły. Na początek wygodnie jest ustawić suwak **Size X** na 128, następnie wybrać **All**, wtedy **Size Y** i **Size Z** dopasują się automatycznie. Wycinek w bryle głowy możemy wykonać korzystając z opcji **Doctor**, program zaproponuje nam zrealizowanie wycinka w wybranej 1/8 części bryły głowy. Płaszczyzny cięcia mogą być wybrane arbitralnie pokrętłami lub zsynchronizowane z ustawieniami suwaków na ekranie głównym. W tym drugim przypadku należy wybrać z menu **Volume** i dalej **Synchronize**. Ponadto możliwe jest takie podkolorowanie przekrojów, aby płaszczyzny wycinka były łatwe do zinterpretowania i zdefiniowania w bryle głowy. Kolor wybieramy korzystając z opcji **Blending Color**, natomiast podkolorowanie przekrojów i bryły głowy z wycinkiem przeprowadzamy korzystając z **Alpha Blending**.

Możliwe jest poprawienie jakości obrazu (np. podwyższenie kontrastu) przez zastosowanie **Filters** (kontrast dobrze podwyższa **HP1** lub **Remove Mean**). Kiedy wynik działania filtru nam nie odpowiada, możemy przywrócić stan wyjściowy wywołując **None**.

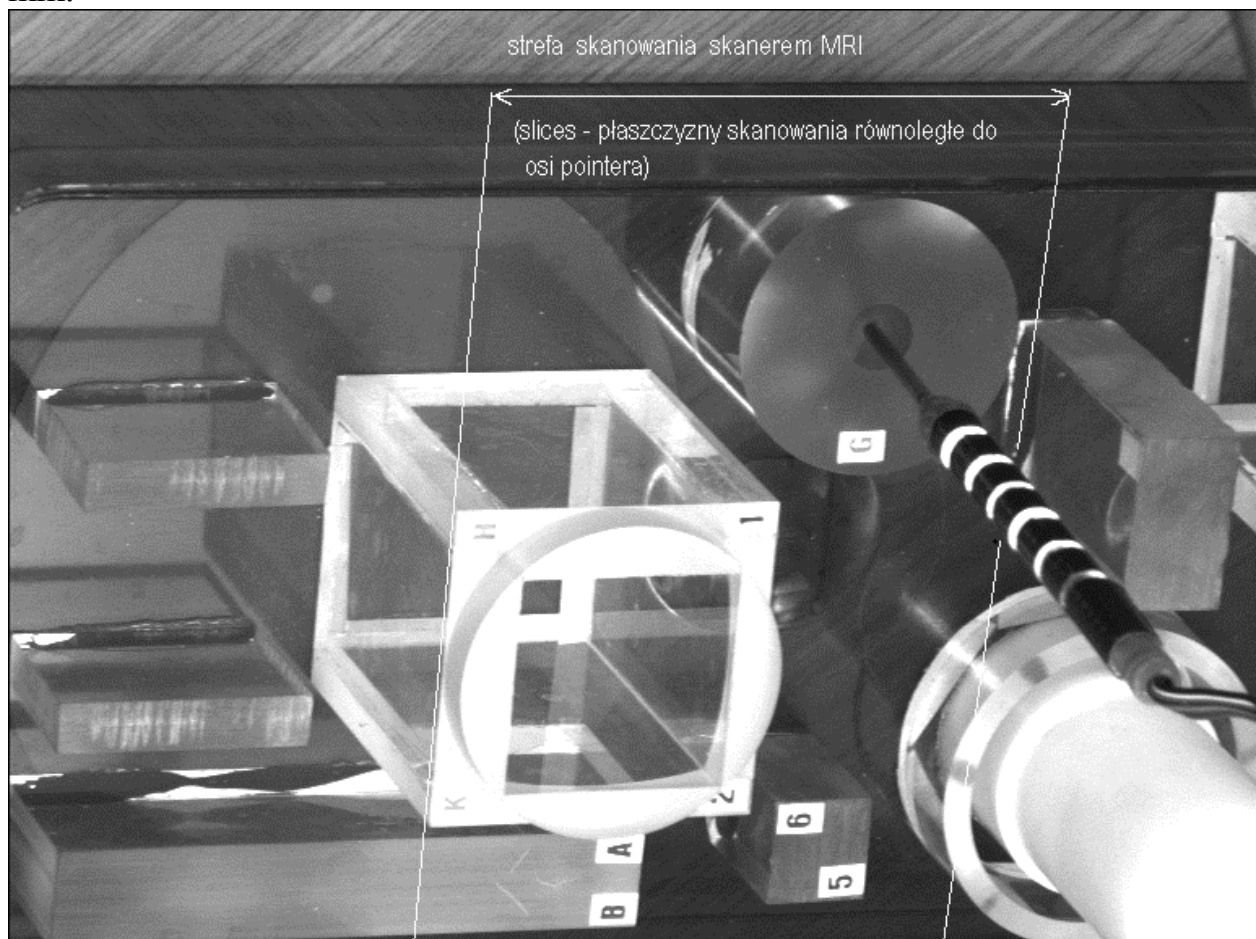
Dla zapewnienia komunikacji między komputerem pracującym pod DOS i wyznaczającym rzeczywiste położenie TCP, a komputerem pracującym pod linux, na którym budujemy stosy MR, łączymy port tty S1- com2 komputera pierwszego (pod DOS) z portem tty S0 - com1 komputera drugiego (pod linux).

Transformację danych o TCP sondy na stos obrazowy MR przeprowadzamy po wcześniejszym wykonaniu procedury skalowania odwzorowania opisanej na stronie 26.

Czynności te powinny wykonywać dwie osoby. Lekarz dotyka pointerem środki znaczników na głowie pacjenta, operator nawigatora wyszukuje odpowiedniki wskazywanych punktów na przekrojach stosu MRI.

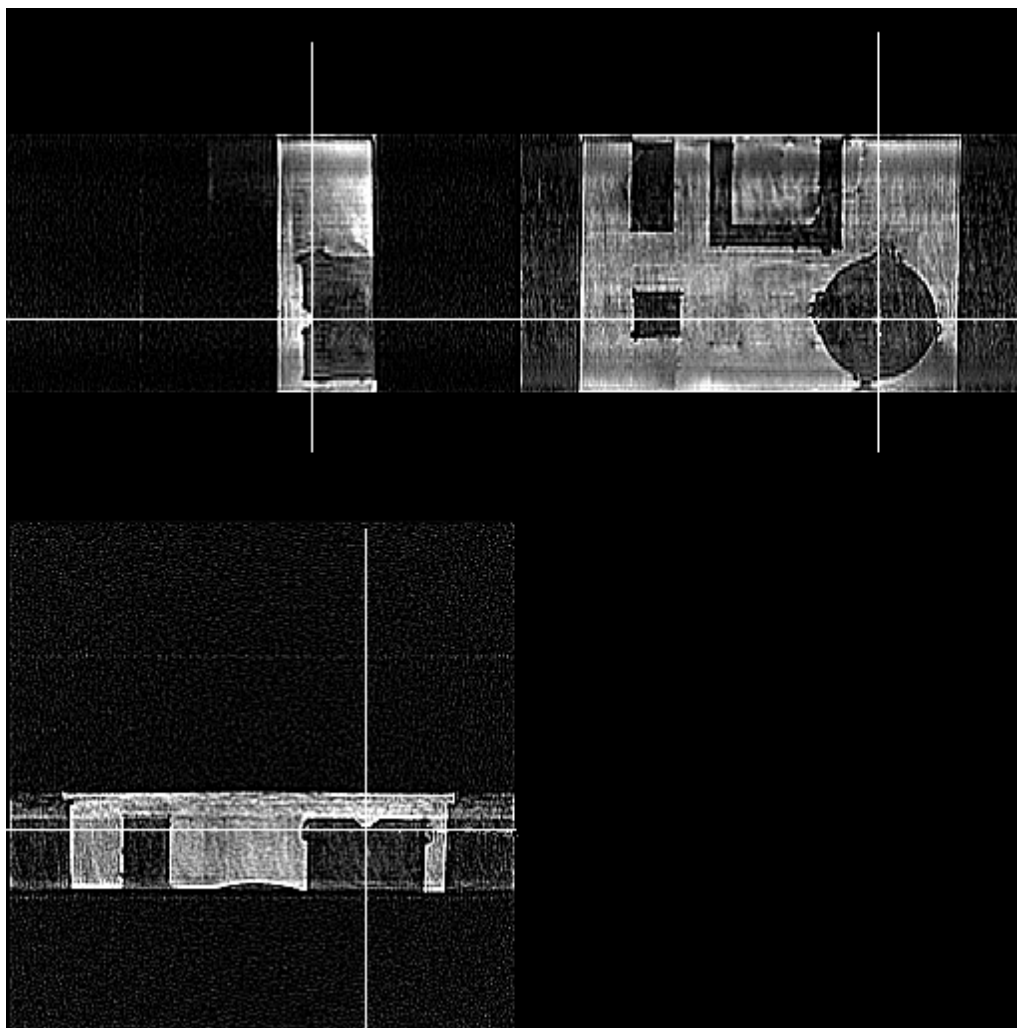
Podany dalej przykład rys.18 pokazuje pointer z sondą dotykający punktu G fantomu na stole modelowym i położenie tego punktu po transformacji na stos obrazów MR rys.19 . Położeniu punktu odpowiada przecięcie linii włosowych kursora. Dla lepszego zobrazowania sondy na zdjęciach zastosowano sekwencję ze wszystkimi LED świecącymi (jest to starsza wersja sondy z 6 LED). W warunkach roboczych LED zapalają się kolejno.

W obecnej fazie opracowania dokładność odwzorowania położenia TCP ze stołu modelowego (operacyjnego) na stosie obrazów MR mieści się w granicach ± 1 mm.



rys.18

**Pointer z sondą dotyka wybranego miejsca fantomu
(widok z jednej kamery)**



rys.19

**Wyznaczone przez nawigator na obrazach fantomu
miejsce dotykane przez pointer z sondą**

5.2. Automatyczne śledzenie położenia sondy pointera lub narzędzia

Podczas automatycznego śledzenia położenia TCP w takt zmian rzeczywistego położenia zmieniają się wyświetlane przekroje axial, sagittal i coronal ,tak aby ich przecięcie wypadało w punkcie TCP przeniesionym na stos obrazów MR.

5.3 Procedury pomocnicze

Program sortowania obrazów DICOM3 **sort_dicom** (opisany wcześniej)

Program konwerter obrazów DICOM3 **dic2tif**

Konwerter **dic2tif** pozwala zamienić formaty DICOM ELSCINT na nowe pliki obrazowe TIFF lub BMP oraz pliki tekstowe z danymi nagłówka o pacjencie i warunkach badania *.txt. Oczywiście takie typowe formaty obrazów pozwalają na obróbkę skaningu CT i MR w popularnych programach graficznych.