

**INSTYTUT FIZYKI JĄDROWEJ**  
**im. Henryka Niewodniczańskiego**  
**Polskiej Akademii Nauk**  
**ul. Radzikowskiego 152, 31-342 Kraków**

[www.ifj.edu.pl/publ/reports/2013/](http://www.ifj.edu.pl/publ/reports/2013/)

Kraków, grudzień 2013

---

**Raport Nr. 2065/AP**

**Eksploracja Cyklotronu AIC-144**  
**przystosowanego do celów medycznych**  
**Sprawozdanie za rok 2013**

Artur Sroka, Paweł Bogdali, Robert Cieřlik, Ryszard Grzybek, Bogdan Lipka,  
Henryk Michałowski, Janusz Molęda, Tadeusz Norys, Wojciech Pyziół, Agnieszka Rogóz,  
Marek Ruszel, Bogusław Sałach, Jacek Sulikowski, Maciej Sumera

Abstract:

Cyclotron AIC-144, currently used in proton radiotherapy of eye melanoma, is located in Cracow at the Institute of Nuclear Physics Polish Academy of Sciences.

The presented report describes the current state of the Cyclotron and summarizes the work that has recently been done in the Cyclotron AIC-144 Department.

Work on improvement of the proton beam parameters has been carried out since 2004. The recent upgrading involved the RF generator, control system of correction coils, the vacuum system and ion source.

Technical inspection in October 2013 confirmed the effectiveness of the adopted modification. Despite many years of service Cyclotron is in a good operating condition. Implementation of Quality Assurance procedures and timely technical inspections ensure long-term operation of the machine.

## Spis treści

Wstęp.....	3
1. Wykorzystanie Cyklotronu AIC-144 do celów medycznych.....	4
2. System sterowania zasilaczami cewek korekcyjnych.....	5
3. Eksploatacja generatora wysokiej częstotliwości.....	7
3.1 Składowe systemu.....	7
3.2 Eksploatacja .....	10
4. Układ próżniowy.....	11
4.1 Opis systemu próżniowego .....	12
4.2 Układ sygnalizacji próżni dla nowego systemu zabezpieczeń .....	15
5. Źródło jonów.....	16
6. Układ chłodzenia.....	19
Bibliografia.....	21

## Wstęp

Działający w Instytucie Fizyki Jądrowej PAN Cyklotron izochroniczny AIC-144, został w latach 2004 - 2009 zmodernizowany i został zaadoptowany do zastosowań medycznych [1], [2], [3]. Modernizacja polegała na optymalizacji parametrów pracy Cyklotronu tak, aby przyspieszać protony do energii 60 MeV (Tabela 1).

Od 2009 roku Cyklotron AIC-144 pracuje na potrzeby Samodzielnej Pracowni Radioterapii Protonowej nowotworów oka. Równocześnie trwały prace ukierunkowane na poprawę parametrów wiązki protonowej oraz niezawodności pracy elementów Cyklotronu.

**Tabela 1. Wybrane parametry Cyklotronu AIC-144 na potrzeby radioterapii protonowej.**

Cząstka przyspieszana	rodzaj cząstki	protony
	energia	60 MeV
	prąd wiązki wyprowadzonej	do 100 nA
Magnes główny	średnica nabiegunników	144 cm
	średnie pole magnetyczne	1,8 T
	prąd uzwojenia głównego	592 A
	struktura magnetyczna nabiegunników	4 sektory spiralne
	liczba cewek korekcyjnych koncentrycznych	20
	liczba cewek korekcyjnych harmonicznych	4
System przyspieszania wiązki	liczba duantów	1
	częstotliwość generatora wysokiej częstotliwości	26,26 MHz
	maksymalne napięcie na duancie	65 kV
Źródło jonów	typ	PIG, poziome
	prąd katody	140 – 270 A
	prąd łuku (katoda – anoda)	do 0,5 A
	napięcie anody	150 V

Zadaniem raportu jest zaprezentowanie prac wykonanych w Dziale Cyklotronu AIC-144, a w szczególności zagadnienia:

- wykorzystania Cyklotronu do celów medycznych,
- systemu sterowania zasilaczami cewek korekcyjnych,
- eksploatacji generatora wysokiej częstotliwości,
- układu próżniowego,
- źródła jonów.

W opracowaniu przedstawiono ocenę aktualnego stanu oraz zrelacjonowano zrealizowane czynności poprawiające bezpieczeństwo.

## **1. Wykorzystanie Cyklotronu AIC-144 do celów medycznych**

Od roku 2012 roku Cyklotron AIC-144 należy do Centrum Cyklotronowego Bronowice (CCB). W roku 2011, przy współpracy ze Szpitalem Uniwersyteckim w Krakowie, został po raz pierwszy wykorzystany do terapii protonowej nowotworów oka. Pierwsze cykle napromieniania wiązką protonów przeprowadzono w latach 2011 i 2012, w ramach eksperymentu medycznego. Zabiegom poddano wtedy 15 pacjentów.

W 2013 zrealizowano kolejne serie napromienienia wiązką protonów w ramach umowy z Narodowym Funduszem Zdrowia. Radioterapia protonowa została wykonana w IFJ PAN przy współpracy z Kliniką Okulistyki i Onkologii Okulistycznej CM UJ, Szpitala Uniwersyteckiego w Krakowie oraz Centrum Onkologii w Krakowie. Z zabiegów skorzystało 24 pacjentów. Koszty eksploatacji Cyklotronu AIC-144 w czasie terapii refundowane są przez NFZ. Eksploatacja Cyklotronu jest podzielona na:

- pracę w gotowości,
- pracę z wiązką,
- tryb czuwania.

Łącznie, w ciągu całego roku Cyklotron.) pracuje około 4000 godz., a jego układ próżniowy - około 7200 godz.

Wraz z wejściem do Unii Europejskiej Polska zobowiązała się do dostosowania prawa krajowego do uchwał dyrektyw europejskich [8], [9]. Dlatego też w Dziale Cyklotronu AIC-144 wprowadzono System Zarządzania Jakością, który ma wpływ na ochronę zdrowia zarówno pacjentów jak i personelu. Aby zapewnić kształtowanie bezpiecznego środowiska pracy wdrożono SZJ poprzez ujednoczenie procedur oraz instrukcji, udokumentowania podjętych działań oraz eliminację ryzyka wynikającego z pracy z promieniowaniem jonizującym. Specyfika systemu kładzie nacisk na:

- nadzorowanie aparatury kontrolno-pomiarowej,
- identyfikację niezgodności oraz jej dokumentowanie,

- aktualizację dokumentacji technicznej,
- nadzór nad dokumentami (procedury, instrukcje, Księga Jakości).

Wdrożenie zarządzania jakością ma efektywny wpływ na kształtowanie bezpiecznego środowiska pracy również poprzez ciągłe podnoszenie kwalifikacji i świadomości przez pracowników Działu Cyklotronu AIC-144.

W czasie wolnym od pracy na potrzeby medyczne Cyklotron wykorzystywany jest do aktywacji tarcz izotopowych. Eksperymenty prowadzi zespół prof. dr hab. Jerzego Mietelskiego z Zakładu Fizykochemii Jądrowej IFJ PAN. W roku 2013 wykonano 18 sesji aktywacji izotopów, naświetlając 8 rodzajów tarcz, zwykle o naturalnym składzie izotopowym (Tabela 2)

**Tabela 2. Wykaz aktywowanych izotopów.**

Lp.	Materiał naświetlany	Główny nuklid powstały w wyniku reakcji
1	Bizmut [Bi]	Polon [ $^{210}Po$ ]
2	Molibden [Mo]	Technet [ $^{95}Tc$ ]
3	Rubidu azotan [RbNO <sub>3</sub> ]	Stront [ $^{85}Sr$ ]
4	Ruten [Ru]	Rod [Rh]
5	Rutenu chlorek [RuCl]	Rod [Rh]
6	Tellur [Te]	Jod [ $^{123-126}I$ ]
7	Uran [U <sub>235</sub> ]	Neptun [ $^{234}Np$ ]
8	Uran [U <sub>238</sub> ]	Neptun [ $^{234}Np$ ]

## 2. System sterowania zasilaczami cewek korekcyjnych

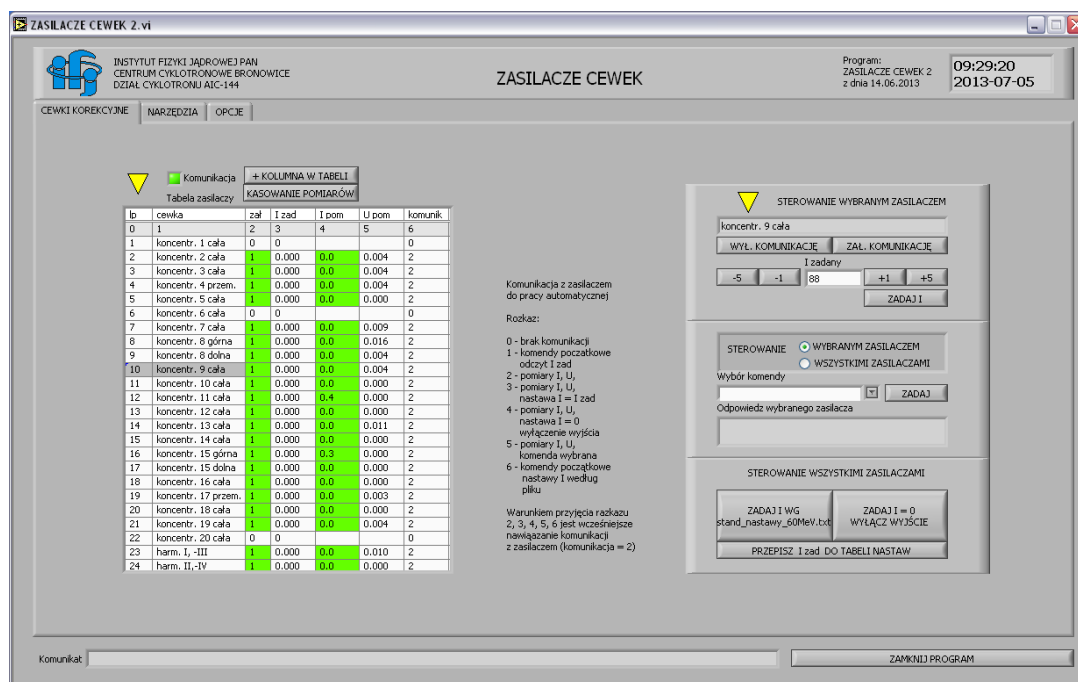
Pracę nad systemem sterowania zasilaczami cewek korekcyjnych były kontynuacją projektu obejmującego system sterowania zasilaczami traktu wiązki protonów i zasilaczem Magnesu Głównego [4]. Ze względu na wysokie koszty zakupu zasilaczy cewek korekcyjnych inwestycja związana z ich wymianą była rozłożona w czasie. Pierwsze egzemplarze zasilaczy zakupiono w 2007 roku i tę datę możemy przyjąć jako początek prac modernizacyjnych. Szczegółowy spis zasilaczy cewek koncentrycznych przedstawia Tabela 3, w której uwzględniono daty zakupu urządzeń.

**Tabela 3. Wykaz zasilaczy wchodzących w układ sterowania cewkami korekcyjnymi.**

Lp.	Typ zasilacza	Producent	I [A]	U <sub>max</sub> [V]	Urządzenie zasilane	Rok zakupu
1	GEN 8-180	TDK Lambda	0 - 180	8	Cewka korekcyjna 2	2012
2	GEN 8-180	TDK Lambda	0 - 180	8	Cewka korekcyjna 3	2012
3	GEN 8-180	TDK Lambda	0 - 180	8	Cewka korekcyjna 4	2012
4	DHP 20-330	Sorensen	0 - 330	20	Cewka korekcyjna 5	2011
5	GEN 16-310	TDK Lambda	0 - 310	16	Cewka korekcyjna 7	2012
6	GEN 30-25	TDK Lambda	0 - 30	25	Cewka korekcyjna 8G	2008
7	GEN 8-180	TDK Lambda	0 - 180	8	Cewka korekcyjna 8D	2012
8	GEN 8-180	TDK Lambda	0 - 180	8	Cewka korekcyjna 9	2012
9	GEN 10-240	TDK Lambda	0 - 240	10	Cewka korekcyjna 10	2010
10	XDC 30-400	Xantrex	0 - 400	30	Cewka korekcyjna 11	2007
11	DHP 20-330	Sorensen	0 - 330	20	Cewka korekcyjna 12	2008
12	GEN 16-310	TDK Lambda	0 - 310	16	Cewka korekcyjna 13	2012
13	GEN 10-240	TDK Lambda	0 - 240	10	Cewka korekcyjna 14	2010
14	XDC 30-400	Xantrex	0 - 400	30	Cewka korekcyjna 15G	2007
15	XDC 30-400	Xantrex	0 - 400	30	Cewka korekcyjna 15D	2007
16	XDC 30-400	Xantrex	0 - 400	30	Cewka korekcyjna 16	2007
17	GEN 8-180	TDK Lambda	0 - 180	8	Cewka korekcyjna 17	2012
18	DHP 25-400	Sorensen	0 - 400	25	Cewka korekcyjna 18	2008
19	GEN 8-180	TDK Lambda	0 - 180	8	Cewka korekcyjna 19	2012
20	DHP 20-500	Sorensen	0 - 500	20	Cewka harmoniczna H2-2,4	2011
21	GEN 16-310	TDK Lambda	0 - 310	16	Cewka harmoniczna. H2-1,3	2012
22	XDC 30-400	Xantrex	0 - 400	30	Rezerwa	2007
23	DHP 20-330	Sorensen	0 - 330	20	Rezerwa	2008
24	GEN 10-240	TDK Lambda	0 - 240	10	Rezerwa	2010
25	GEN 25-400	TDK Lambda	0 - 400	25	Rezerwa	2010

W roku 2013 zakończył się proces wymiany zasilaczy, a tym samym pojawiła się możliwość połączenia tych urządzeń w sieć ethernetową, co było warunkiem do stworzenia środowiska zdalnego sterowania systemem.

Na potrzeby modernizacji na bazie aplikacji LabVIEW napisano program o nazwie „Zasilacze cewek”, którego główny widok przedstawia Rysunek 1 [5]. System został uruchomiony w lipcu 2013 roku. Pozwala on w szybki sposóbysterować wszystkie zasilacze cewek korekcyjnych na zadane wartości prądów bez konieczności wpisywania nastaw. Posiada kontrolęysterowania, która umożliwiaw szybkie wykrycie ewentualnych nieprawidłowości. Prosta obsługa oraz intuicyjne rozmieszczenie symboli ułatwiają pracęoperatorom.



Rys. 1. Zakładka „Cewki korekcyjne” w programie „zasilacze cewek” [5].

Obecnie trwają prace mające na celu połączenie aplikacji „Cewki korekcyjne” i „Zasilacze traktu”. Pozwoli to na sprawniejsze formowanie wiązki protonów.

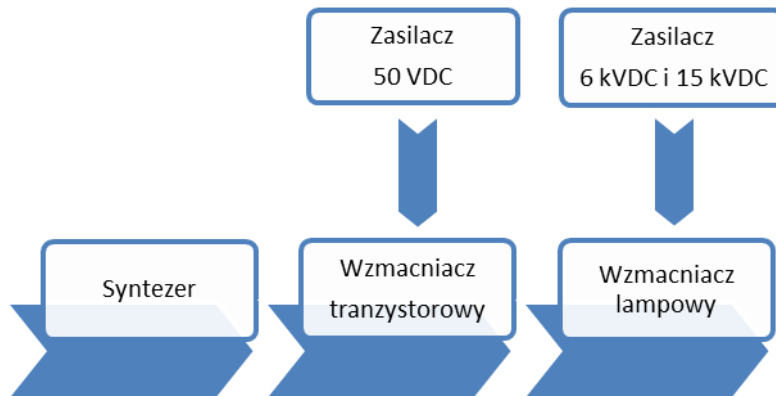
Autorzy tekstu dziękują za spójną wersję oprogramowania autorom: K. Danielowi oraz G. Janikowi. Dotyczy to również wdrożenia w/w aplikacji do pracy Cyklotronu AIC-144.

### 3. Eksploatacja generatora wysokiej częstotliwości (w.cz.)

#### 3.1 Składowe systemu

System w.cz. Cyklotronu AIC-144 służy do wytwarzania szybkozmiennego pola elektrycznego na duancie. Jest to konstrukcja z lat 90-tych o maksymalnej mocy znamionowej 120 kW. System ten składa się z trzech podstawowych elementów (Rys. 2):

1. Synteza – w postaci komputera z odpowiednim oprogramowaniem.
2. Wzmacniacza tranzystorowego z zasilaczem.
3. Wzmacniacza lampowego wraz z zasilaczem wysokiego napięcia (Rys. 3).



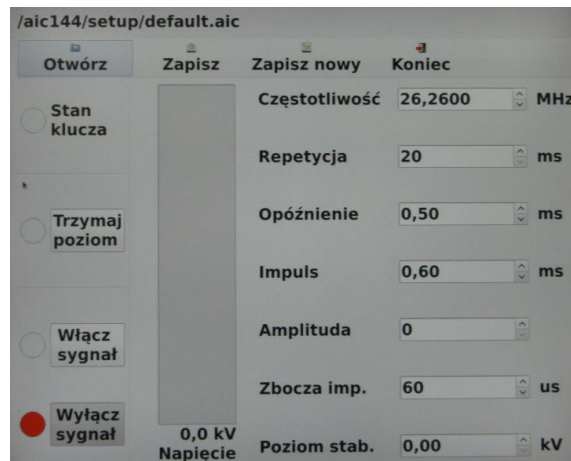
**Rys. 2. Schemat blokowy generatora wysokiej częstotliwości Cyklotronu AIC-144.**



**Rys. 3. Wzmacniacz lampowy Cyklotronu AIC-144.**

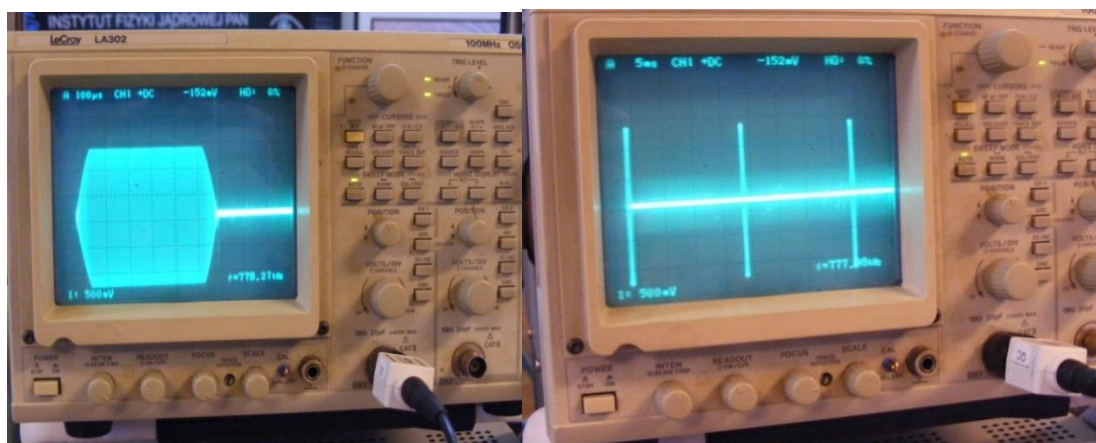
Efektom badań oraz modernizacji przeprowadzonej w poprzednich latach, mającej na celu przystosowanie Cyklotronu AIC-144 do zastosowań medycznych, było wyznaczenie określonych parametrów pracy urządzeń.





Rys. 4. Aktualne parametry impulsów wysokiej częstotliwości generowane przez syntezer.

Syntezer zapewnia odpowiednie uformowanie paczek sygnału elektrycznego o częstotliwości podstawowej 26,26 MHz (Rys. 4). Długość impulsu to 0,6 ms przy czasach narastania i opadania zboczy wynoszących 0,06 ms (Rys. 5). Impulsy są powtarzane co 20 ms z wypełnieniem ok. 2,9 % (Rys. 5).



Rys. 5. Pojedyncza paczka impulsu (z lewej) oraz jego wypełnienie (z prawej) na ekranie oscyloskopu.

Tak uformowany sygnał o mocy impulsów około 10 W zostaje wzmocniony we wzmacniaczu tranzystorowym do poziomu około 200 W, a następnie do mocy około 100 kW w dwustopniowym wzmacniaczu lampowym. Poziom mocy wyjściowej doprowadzonej do rezonatora uzależniony jest od stopniaysterowania wzmacniaczy przez syntezer.

### 3.2 Eksploatacja

Na początku roku 2013 skupiono się na tworzeniu planów modernizacyjnych, pomiarach, testach zabezpieczeń oraz uzupełnianiu zapasowych elementów do systemu wysokiej częstotliwości cyklotronu medycznego AIC-144. Realizacja zamierzeń odbywała się etapowo według ustalonego harmonogramu, ze względu na konieczność utrzymania wszystkich urządzeń w ciągłej eksploatacji podczas trwającej radioterapii protonowej.

W marcu 2013 wymieniono element strojeniowy, będący częścią obwodu dopasowania impedancji wyjściowej stopnia końcowego wzmacniacza lampowego do impedancji obciążenia. Przedstawia to fotografia na Rys. 6. Konieczność modyfikacji wynikała z przeprowadzonej kontroli wzmacniacza.



Rys. 6. Element strojeniowy końcowego stopnia wzmacniacza lampowego.

Zgodnie z zaleceniami producenta w marcu przeprowadzono kontrolną instalację w generatorze zapasowych lamp (tetrod) GU-92A oraz GU-94A (Rys. 7). Czynność ta miała na celu wyżarzenie tetrod oraz sprawdzenie ich przydatności do pracy, a także wydłużenie czasu eksploatacji.



Rys. 7. Zdjęcie lamp elektronowych (od lewej GU-94A, GU-92A).

Pod koniec kwietnia 2013 dostarczano nowy, zapasowy syntezer. Zakupu tego dokonano, pragnąc zachować ciągłość pracy w razie awarii jednego z nich. W celu sprawdzenia jego funkcji i parametrów, nowy syntezer został początkowo podłączony do sztucznego obciążenia, a po ustawieniu odpowiednich parametrów pracy do dalszych stopni wzmacniacza sygnału w.cz.

Kolejny etap prac modernizacyjnych wiązał się z wymianą elementów mocujących oraz uszczelniających lampę sterującą, ze względu na ich zużycie oraz problemy ze szczelnością układu chłodzenia.

Dalszą modyfikacją stopnia sterującego była zmiana konstrukcyjna wariometru. Zastosowanie AIC-144 dla potrzeb medycznych determinuje jego stałą częstotliwość pracy. W związku z tym podjęto decyzję o dostrajaniu generatora jedynie za pomocą zmiennej pojemności przy zachowaniu stałej indukcyjności. Użyty w tym celu kondensator próżniowy o regulowanych parametrach w zakresie od 4 do 100 pF zapewnia stabilną pracę obwodu rezonansowego na częstotliwości 26,26 MHz.

Przeгляд techniczny przeprowadzony na końcu października 2013 zakończył się pozytywnie i potwierdził skuteczność modyfikacji. Pomimo wieloletniej eksploatacji generator w chwili obecnej jest w dobrym stanie technicznym, a terminowe przeglądy techniczne i zabiegi konserwacyjne zapewnią mu wieloletnią eksploatację.

#### **4. Układ próżniowy**

Cyklotron przygotowany do zastosowań medycznych stwarza urządzeniom próżniowym specyficzne warunki pracy. Obecny system próżniowy oparty na nowoczesnych podzespołach firmy Pfeiffer spełnia wymogi niezawodności i ciągłości pracy, jak również konieczności błyskawicznego przywrócenia procesu pompowania po zdarzeniach losowych, których przykładem mogą być przerwy w zasilaniu Działu Cyklotronu AIC-144.

Otrzymywana próżnia robocza w Cyklotronie zawiera się w przedziale od  $2 \times 10^{-5}$  do  $6 \times 10^{-6}$  mbar, co umożliwia uzyskanie wymaganej wydajności akceleratora dotyczącej wiązki wyprowadzonej. Średni roczny czas pracy systemu próżniowego pomiędzy okresami remontowymi, kiedy system próżniowy jak i pozostałe systemy wchodzące w skład akceleratora są wyłączone, wynosi ok. 7200 godzin, co na przestrzeni 7 lat eksploatacji nowego systemu daje znaczącą liczbę ponad 15.000 godzin pracy. Wieloletnia eksploatacja wykazała, że system próżniowy spełnia wymogi jakości próżni w akceleratorze.

## 4.1 Opis systemu próżniowego

Zasadniczą częścią systemu wytwarzania próżni w komorze cyklotronu są cztery zespoły próżniowe ( Rys.8 ), składające się z:

- wstępnej pompy rotacyjnej DUO 35,
- zaworu odcinającego S 26, DN 40 ISO-KF,
- pompy turbomolekularnej TPH 2301 o wydajności pompowania gazów 2300 l/min,
- próżniowego zaworu zasuwowego S12 DN 250 ISO-KF.

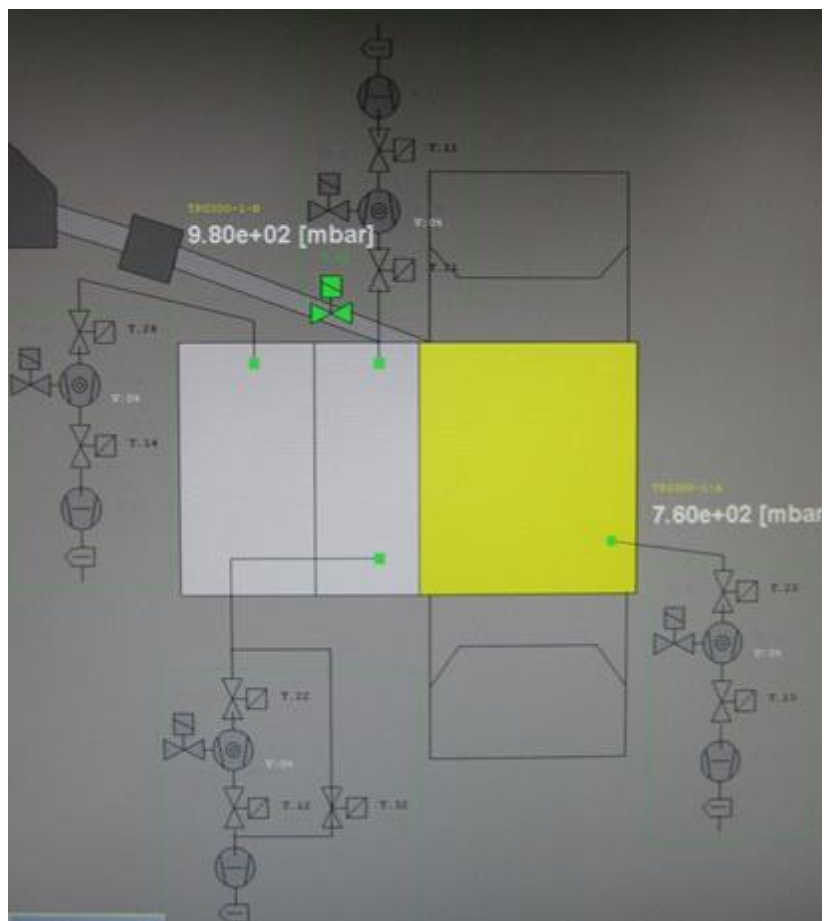
Do pomiaru i kontroli próżni zamontowano dwa mierniki próżniowe TPG – 300 oraz dwa zespoły odpornych na promieniowanie próżniowych głowic pomiarowych zbudowanych z:

- głowicy do pomiaru niskiej próżni w zakresie  $1 \times 10^{-3}$  mbar do 1000 mbar TPR 018,
- głowicy do pomiaru próżni wysokiej w zakresie  $1 \times 10^{-8}$  mbar do  $1 \times 10^{-3}$  mbar .

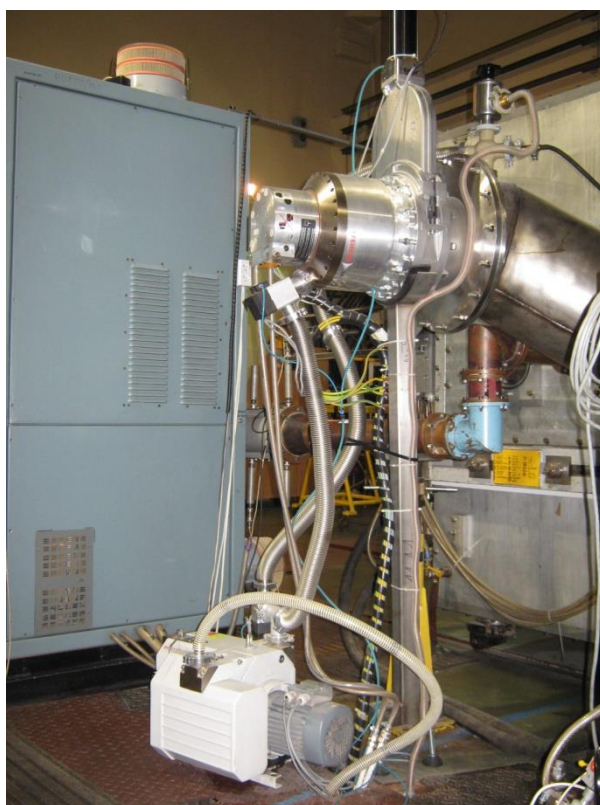
Sterowanie systemem zostało zrealizowane za pomocą sterownika PLC typu CPU 315, który komunikuje się z pompami turbomolekularnymi i próżniomierzami za pośrednictwem szybkiej magistrali PROFIBUS. Sterownik CPU połączony jest za pośrednictwem sieci ETHERNET z komputerem PC który stanowi moduł wizualizacyjny systemu próżniowego (Rys. 8).

System zasilany jest prądem zmiennym trójfazowym o napięciu 400 V. Przyłącze poprowadzone jest bezpośrednio z rozdzielni obsługującej budynek w którym znajduje się Dział Cyklotronowy. Napięciem pomocniczym jest 24 V.

Dodatkowo do obsługi stanowisk pompowych wykorzystuje się obwody sprężonego powietrza o ciśnieniu 3 bar, zasilane kompresorem LFX 5 – 10 TM 100, sterowanym automatycznie. Ostatnim z istotnych elementów systemu próżniowego jest obieg wody demineralizowanej do chłodzenia pomp turbomolekularnych o ciśnieniu 5 bar oparty na pompie Grundfos CRE 1-23.



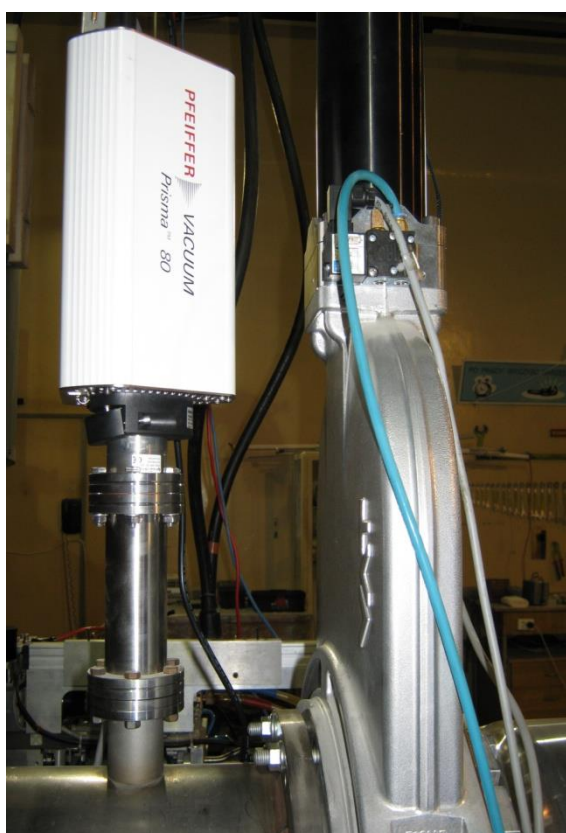
**Rys.8. Wizualizacja systemu próżniowego komory akceleracji.**



**Rys. 9 Stanowisko pompowe.**

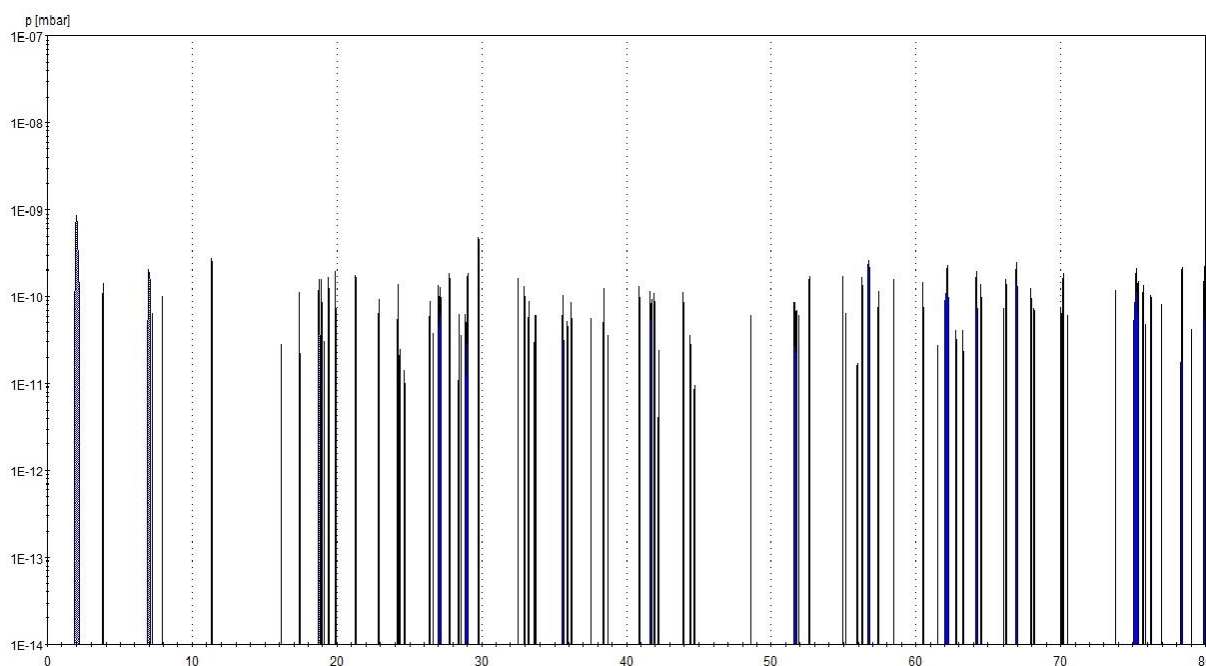
Do wykonywania analiz składu chemicznego gazów resztkowych w komorze akceleratora na przyłączy stanowiska pompowego nr 3 używa się kwadрупolowego spektrometru masowego Prisma 80 ( Rys. 10) o następujących parametrach:

- Zakres pomiaru : cząsteczki gazów i par 1-80 jednostek masy atomowej,
- Minimalne ciśnienie par wykrywanych przez spektrometr:  $10^{-12}$  mbar,
- Minimalny poziom próżni umożliwiający załączenie urządzenia :  $10^{-3}$  mbar,
- Dokładność pomiaru:  $\pm 0,5$  %.



**Rys. 10. Spektrometr masowy Prisma 80 na stanowisku pomiarowym.**

Przykładowy wykres składu chemicznego gazów reszkowych przedstawia rysunek poniżej:



**Rys. 11 Przykładowe widmo gazów reszkowych z komory akceleracji**

Analizując wykres (Rys.11) dostrzegamy że oprócz gazów atmosferycznych w komorze obecne są: niezjonizowany wodór pochodzący ze źródła jonów, para wodna z obiegów chłodzenia, węglowodory oraz związki fluoru i siarki z rozkładu smarów i erozji uszczelnień próżniowych, a także pozostałości etanolu po czyszczeniu elementów składowych komory akceleracji.

#### 4.2 Układ sygnalizacji próżni dla nowego systemu zabezpieczeń

Uzupełniając funkcjonowanie systemu próżniowego zaprojektowano i wykonano układ elektroniczny wysyłający sygnał „próżnia/brak próżni”. Sygnał ze sterownika PLC został przetworzony za pomocą przetwornika sterującego układem wykonawczym na stan styków przekaźnika zwarty/rozarty (Rys.12)



**Rys. 12. Schemat blokowy wyjścia sygnału informującego o braku próżni roboczej.**

Układ działa na zasadzie wzmocnienia sygnału oraz separacji wyjścia sterownika PLC. To oddzielenie ma na celu uniknięcie uszkodzenia elektroniki sterującej.

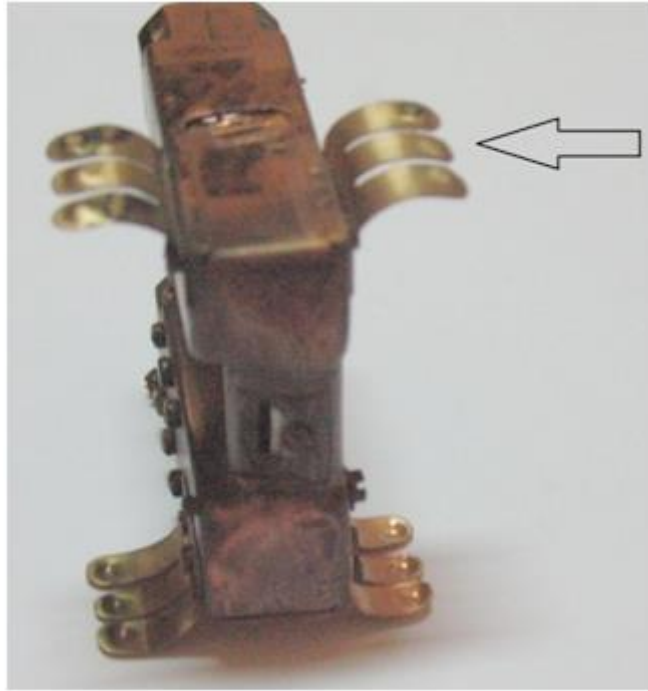
Dzięki temu rozwiązaniu system próżniowy uzyskał możliwość współpracy z budowanym nowym układem zabezpieczeń w akceleratorze, mającym na celu uchronienie pozostałych elementów składowych akceleratora (np. źródła jonów, układu wysokich częstotliwości, czy też deflektorów wysokonapięciowych) przed niekorzystnymi konsekwencjami niskiego poziomu próżni w przestrzeniach roboczych.

## 5. Źródło jonów

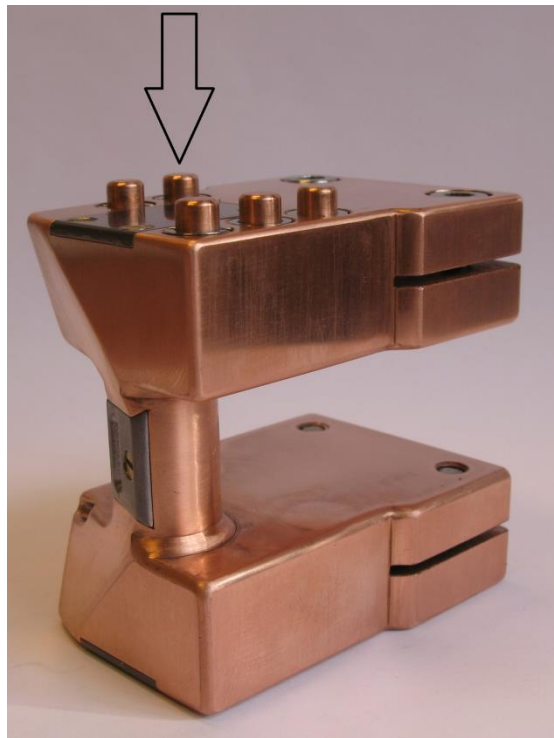
Podczas eksploatacji Cyklotronu operatorzy musieli brać pod uwagę niekorzystne zjawisko towarzyszące pracy źródła jonów. Dotyczy ono częstej utraty kontaktu elektrycznego główki źródła jonów z komorą akceleracji podczas zmiany położenia źródła potrzebnej do optymalizacji początków akceleracji protonów w centrum komory. Pozbawienie kontaktu powodowało spadek wydajności źródła o 40 %.

Styki zastosowane w poprzedniej konstrukcji główki źródła jonów pod wpływem wysokiej temperatury traciły w krótkim czasie (ok. 200 godz. pracy urządzenia.) sprężystość i ulegały mechanicznemu odkształceniu. Dodatkowo utleniająca się powierzchnia styków (wykonanych z brązu cynowo-fosforowego (CuSn10P)) uniemożliwiała wyrównanie potencjału elektrycznego źródła jonów z komorą akceleracji, co jest warunkiem właściwego funkcjonowania urządzenia (Rys. 13). Wymagało to wymiany styków na nowe, a co za tym idzie wstrzymanie pracy Cyklotronu i wysunięcia źródła jonów na zewnątrz. Problem utleniania rozwiązano poprzez galwaniczne pokrycie styków 50-mikronową warstwą czystego złota. W praktyce przedłużyło to ich trwałość o 30% aczkolwiek nie wyeliminowało całkowicie problemu, ponieważ nie miał on wpływu na utratę sprężystości kontaktów. Dlatego też zdecydowano się na wykonanie nowej główki źródła jonów, gdzie zastosowano styki walcowe dociskane sprężynami z termoodpornego brązu berylowego (CuBe2) co pokazuje Rysunek 14. Trwałość kontaktów została zwiększona 10-krotnie. Zatem źródło jonów jest w stanie pracować poprawnie przez cały rok do okresu remontowego. Na Rysunkach 15-17 przedstawiono główkę źródła jonów w komorze akceleracji.

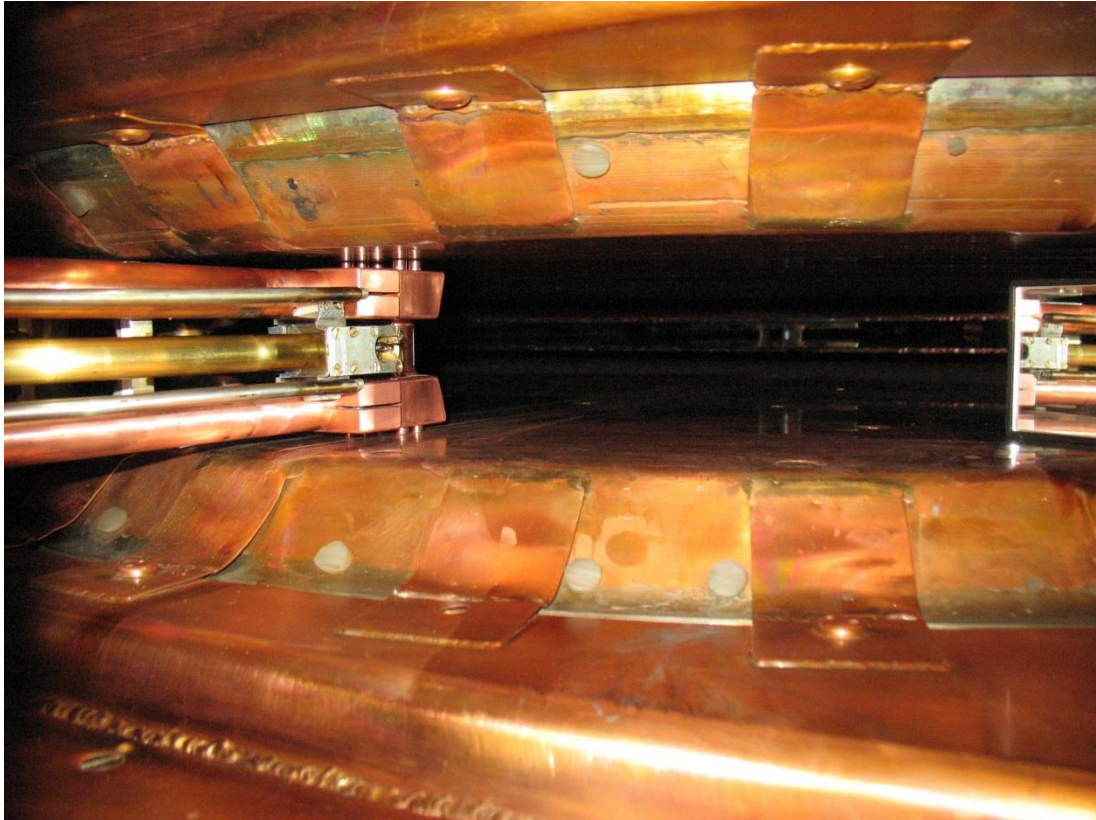




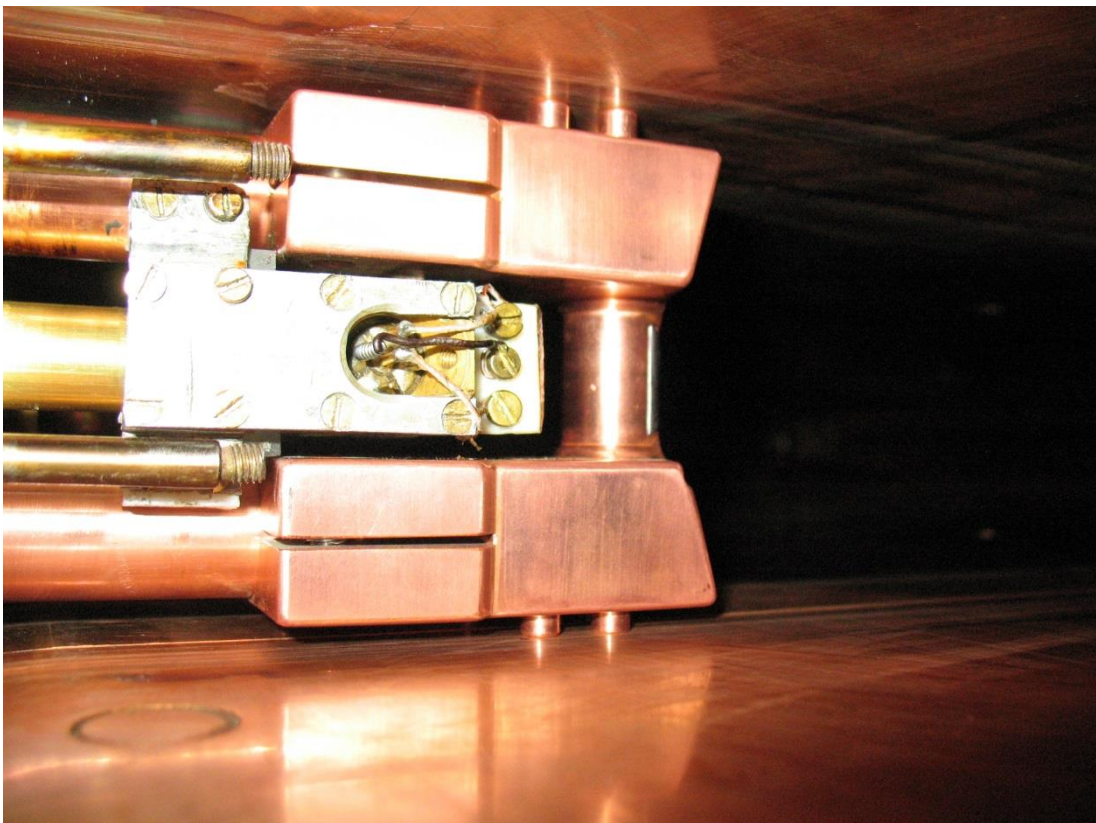
**Rys. 13. Główna źródła jonów przed modyfikacją z zaznaczonymi przez strzałkę stykami.**



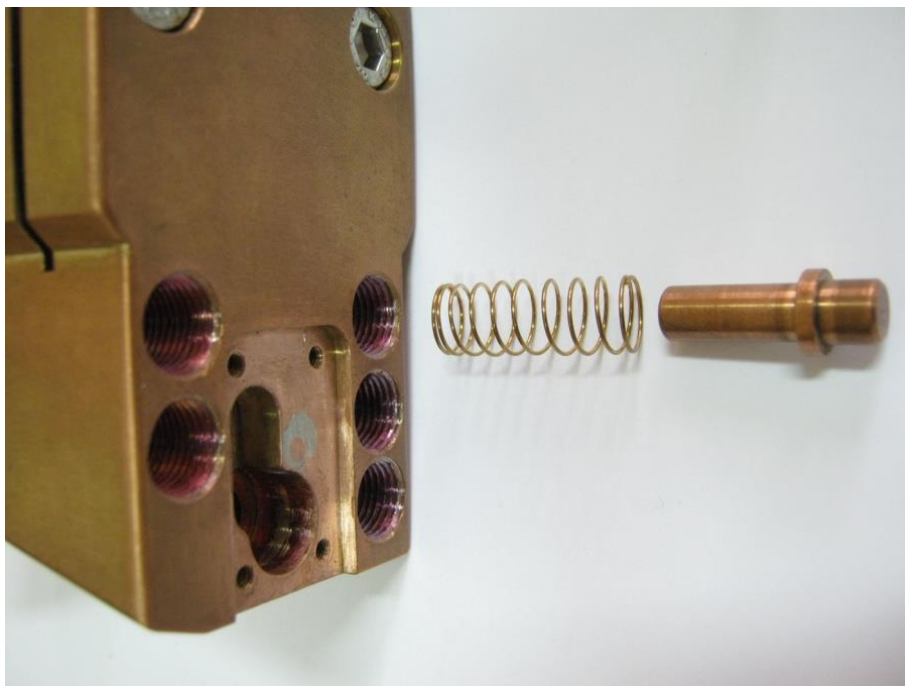
**Rys. 14. Główna źródła jonów po modyfikacji z zaznaczonymi przez strzałkę stykami.**



**Rys. 15. Główna źródła jonów wprowadzona do komory akceleracji.**



**Rys. 16. Zbliżenie na główkę źródła jonów w komorze akceleracji.**



Rys. 17. Główka źródła jonów – nowa konstrukcja styków.

## 6. Układ chłodzenia

W listopadzie 2013 roku przeprowadzono remont pierwotnego obiegu chłodzenia. W ramach remontu wykonano przebudowę i modernizację instalacji hydraulicznej celem uruchomienia nowego stanowiska pompowego składającego się z czterech nowoczesnych pomp firmy Grundfos wraz z utrzymaniem w eksploatacji dotychczasowego stanowiska pompowego jako rezerwowe.

Pompy mają następujące parametry:

- typ: CRE10-09 AN-FJ-A-E-HQQE,
- model: A96512631P10820,
- napędzane silnikiem o mocy 3 kW,
- wyposażone w przetwornik pomiaru ciśnienia 0-16 bar.

Również wykonano układ zasilania energią elektryczną dla pomp z zadany ciśnieniem  $0,50 \pm 0,02$  MPa.

Na rysunku 18 i 19 przedstawiono widok pompowni przed i po remoncie.



**Rys. 18. Widok pompowni przed remontem.**



**Rys. 19. Widok pompowni po remoncie.**

## Bibliografia

- [1] Olko P.: Projekt Narodowego Centrum Radioterapii Hadronowej. Seminarium Wydziału Fizyki i Informatyki Stosowanej, Akademia Górniczo Hutnicza, Kraków 29 luty 2008
- [2] Swakoń J., Olko P.: Stanowisko do radioterapii protonowej nowotworów oka w IFJ PAN, Materiały Konferencyjne z IX Sympozjum: Modelowanie i Pomiary w Medycynie 10-14 maj 2009, Krynica 2009
- [3] Michalec B., Swakoń J., Sowa U. i inni: Proton radiotherapy facility for ocular tumors at the IFJ in Kraków Poland, Appl. Rad. Isotopes, **68** (2010) 738
- [4] Daniel K., Janik G., Norys T.: System sterowania zasilaczami traktu wiązki protonów i zasilaczem uzwojenia głównego cyklotronu AIC-144. Raport Nr 2043/AP. IFJ PAN. Kraków czerwiec 2010.
- [5] Rogoż A.: Instrukcja sterowania programu do sterowania zasilaczami cewek korekcyjnych. IFJ PAN. Kraków 2013 r.
- [6] Groszkowski J.: Technika wysokiej próżni, WNT Warszawa 1978.
- [7] Hablanián M.H.: High – Vacuum Technology, A Practical Guide Marcel Decker Inc. New York 1997.
- [8] Rozporządzenie Ministra Zdrowia z dnia 18 lutego 2011r. w sprawie warunków bezpiecznego stosowania promieniowania jonizującego dla wszystkich rodzajów ekspozycji medycznej
- [9] Prawo atomowe – rozporządzenia w sprawie dawek granicznych promieniowania jonizującego, 18 stycznia 2005.
- [10] Lewandowski J.: Zarządzanie jakością: jakość, ergonomia, bezpieczeństwo pracy, ochrona środowiska, Wyd. MARCUS, Łódź 1998.