次世代PETに向けた液体キセノンTPCの研究開発

金子大輔

平成21年2月9日

概 要

私たちは現在液体キセノンのタイムプロジェクションチェンバーを使ったPET の研究を行っている. 現在普及している PET 装置はブロック状のシンチレーター結晶を使うタイプであり, このタイプの PET 装置では結晶の大きさ自体から解像度の限界が決まってしまっている. さらに, 現行型の PET 装置の結晶は装置の半径方向に 1 層の細長い形のためにこの方向に関しては分解能がない, 一方 TPC を利用すると正確な 3 次元位置情報を得ることができる. そのためガンマ線が結晶に斜めに入射する周辺部でのイベントでより正確な線源の位置を与え, 結果として画像の分解能が良くなることが予想される.

実験では液体キセノン TPC のプロトタイプを用いての原理検証実験を行っている, キセノンからのシンチレーション光の検出は成功しているが, 電離した電子による信号はキセノンの液体状態においては今のところできていない.

目 次

第 1 章　序論 **6**

第 2 章　PET の概説 **7**
2.1　医用撮像装置 7
2.1.1　PET 装置の概要 7
2.1.2　運用方法 10
2.2　動作原理 11
2.2.1　γ 線測定システム 11
2.2.2　画像処理 11
2.2.3　無機結晶型 PET 12

第 3 章　液体キセノン TPC **13**
3.1　PET としての TPC 13
3.1.1　液体キセノンの諸性質 13
3.1.2　TPC の動作原理 13
3.1.3　PMT の動作 15
3.2　期待される性能 16
3.2.1　各成分の分解能 16

第 4 章　プロトタイプによる R&D **18**
4.1　実験装置の設計 18
4.1.1　TPC について 18
4.1.2　前置増幅器 18
4.1.3　PMT 23
4.2　キセノンガスシステム 23
4.2.1　冷凍装置 23
4.2.2　クライオスタット 24
4.2.3　純化装置 25
4.2.4　真空ポンプ 25
4.2.5　タンク 26
4.2.6　キセノン回収時の手順 26
4.3　データ処理 26
4.3.1　NIM CAMAC 26

第 5 章　実験 **31**
5.1　キセノンシステムの試運転 31
5.2　PMT 動作試験 31
5.2.1　実験時のセットアップ 31
5.2.2　実験法について 34
5.2.3　結果 36
5.3　キセノンガス純化 37
5.3.1　宇宙線信号の測定 39
5.4　電荷信号の検出 39
5.4.1　プリアンプ動作試験 41
5.4.2　アンプと TPC の冷却 41
5.4.3　ノイズ対策, キセノン純化 43
5.4.4　装置の清浄化 45

第 6 章　まとめ **46**
6.1　結論 46
6.2　課題と展望 46

図 目 次

2.1 島津製作所：Eminance-G [6] 8
2.2 PET 装置内部の模式図 [6] 9
2.3 フルオロデオキシグルコースの構造式, 通常のブドウ糖分子と同じように組織に取り込まれる 10

3.1 キセノンの相図. 三重点は 161.3 K, 816 hPa である. 14
3.2 TPC の簡単な構成図 15
3.3 メタルチャンネル型 PMT の構造 16

4.1 プロトタイプ TPC 19
4.2 読み出し PAD 20
4.3 プロトタイプ TPC の接続関係 21
4.4 テストベンチの設計 22
4.5 電荷型アンプの等価回路 23
4.6 浜松ホトニクス R5900-06AL12S-ASSY 24
4.7 PMT の回路図 28
4.8 キセノンガスシステム 29
4.9 パルス管冷凍機 30
4.10 SAES：PS3 型ゲッター 30

5.1 完成間もない実験装置 32
5.2 LabVIEW によるモニター 33
5.3 LED 使用時のテストベンチ 34
5.4 容器内配置の模式図 35
5.5 LED シグナル取得時のトリガー 35
5.6 PMT 電圧 700V での $\sigma - \mu$ プロット 37
5.7 測定された PMT の電圧依存性 38
5.8 α 線源の測定結果 39
5.9 純化中の ADC 分布の変化 40
5.10 テストパルスによるプリアンプの応答 41
5.11 電荷をパッドに誘導する試験 42
5.12 50 Hz 雑音 42
5.13 パッド電位を変動させたときのプリアンプ出力波形 43

5.14 アンプを容器内に設置しての運転時の配置 44
5.15 ガス状態で初めて検出された信号 45

表 目 次

2.1 各シンチレーター物質の特性 [7] 9
2.2 PET 検査で使われる主な核種 [11] 10

3.1 キセノンの各特性 [7] [8] [9] 14

4.1 R5900 PMT の特徴 25
4.2 使用した ADC 27

第1章　序論

液体の希ガスを用いた検出器は高エネルギー物理実験において活発な研究が行われている．放射線により電離する電子の数が多くイオンチェンバーとして, シンチレーション光も多量に発し高速の応答を示すので, 光検出器との組み合わせで用いられることも多い.[1] また, 大型もしくは特殊な形状の検出器が固体結晶を用いるより容易であること, 純化することで非常に高い純度に達することができるなどの流体であるがゆえのメリットも存在する．これら希ガスは低温下でなければ液化せず, 冷凍機やこれを保持する容器が必要であるなどの技術的な困難も存在する．しかしこれまでの液体希ガスを使用する実験の中で必要とされる技術が培われてきている.[2]

希ガスの中でも特にキセノンは原子番号が大きく, 密度が高いためにガンマ線を検出する媒体として非常に適する．ガンマ線のエネルギーと位置の精密測定を必要とする $\mu \to e + \gamma$ 崩壊探索実験 [3], 暗黒物質探索実験 [4][?, ?] 二重ベータ崩壊探索実験等において, これまでの実験の限界を上回るための高性能な検出器の要素として注目を集めている.

ガンマ線の検出に優れることから物理実験以外にも液体キセノンが利用されることが期待され, 医療の場面からは陽電子放射断層撮影 (PET) の新しい検出媒体として研究が進められている．PET は他の医療用画像検査装置とは違った特徴をもっているが, 現行のものは画像の分解能がそれほど良くなく, 高い画質の PET が関係者の間で待望されており, 液体キセノンを利用する形式のものは現行のものを凌駕する性能を持つと予想されている.[5]

私たちのグループでは液体キセノンを使い, タイムプロジェクションチェンバーという装置でガンマ線を捉え, シンチレーション光も併用する PET 装置の研究開発をおこなっている.

第2章　PETの概説

2.1　医用撮像装置

陽電子放射断層撮影 (Positron Emission Tomography , PET) は陽電子放出核種からの 2 個の 511 keV γ 線の同時計数により, 陽電子放出位置を再構成し, 原子核の位置分布を算出することにより画像を構成する. 現在, がん診断、脳の活動の検査などの医療の場面で, またより小型のものが小動物用として生物・医学研究にさかんに使われている。陽電子の放出源となるある種の放射性薬剤が特定の部位 (癌細胞等) に集まることから, PET 画像は組織の活動をみることに適していてよく機能画像と呼ばれる.

一方 X 線 CT(Computed Tomography) は X 線発生装置からの X 線を披検体の内部を通過させ反対側の測定装置で通過した X 線の量を 360° にわたり測定する. X 線の透過率は組織により異なるため, X 線 CT は幾何的な形状を捉えるのに適し形態画像といわれる. この 2 つを組み合わせた PET/CT というものも開発されている.

他に近年頻繁に用いられる検査に MRI(Magnetic Resonance Imaging, 核磁気共鳴画像法) もある. これは強力な磁場を用い, 体内の水素原子核のスピンを操作することで画像を構成する. 観測の対象となる元素が水素であるため, 重い原子を観測するのを得意とする X 線 CT とは異なった特徴の画像を得ることができる. 1mm 以下のよい画質を得ることができるのも特長だが, 強磁場 (数 T) を使うため検査上の制約がいくつかある.

PET に近い機構の検査装置で, 単一の γ 線のみを検出して画像を映す装置, SPECT (Single photon emission computed tomography) も存在する. こちらは陽電子放出以外のさまざまな核種が利用できるが画像の分解能においては PET に劣る.

2.1.1　PET 装置の概要

現在使われている PET は図 2.1 にあるようなトンネルの形をした装置である。大きさは全身用のもので開口部の直径が約 40 から 60cm. この穴を取り囲むようにしてセグメント化されたシンチレーターが並べられ, その外側にはシンチレーション光を検出する光センサーが取り付けられている。

図 2.1: 島津製作所：Eminance-G [6]

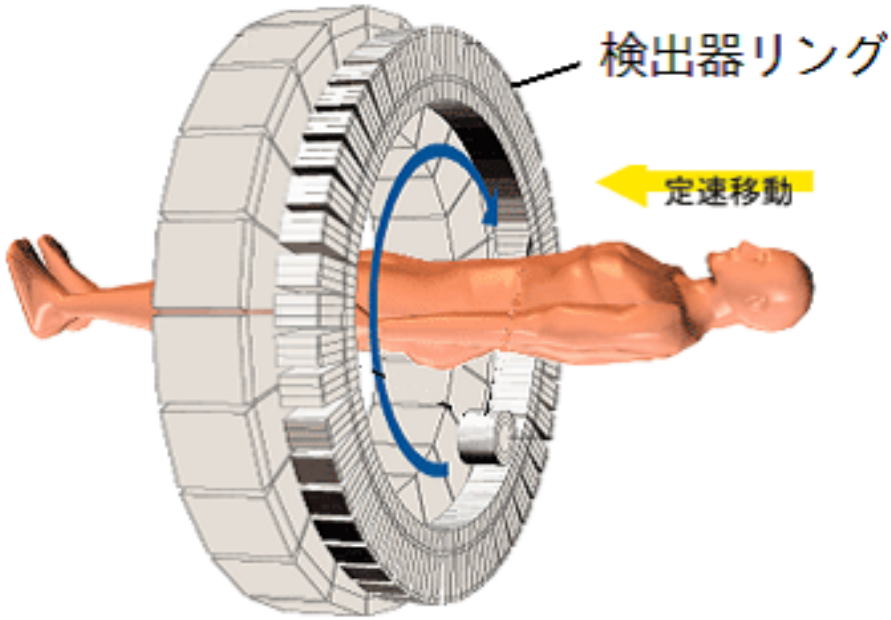

図 2.2: PET 装置内部の模式図 [6]

シンチレーターブロックの大きさは現行型のものでおよそ 4mm × 4mm × 20 mm 程度であり, 材質として代表的なものは BGO や LSO 等の密度の高い酸化物無機結晶である. 2.1 によく使われるシンチレーターの性質をまとめた.

光センサーは微弱な光量でも測定できるものがよく, フォトマルチプライア (PMT) が現在最も多く用いられる. アバランシェフォトダイオード (APD) もより小型で扱いも容易なため使われるようになっているがまだ商品化はされていない。

幾つかのシンチレーターが位置分解能を持つ PMT に接着されたものが, 円周 (ϕ) 方向におよそ 100, 体軸 (z) 方向に 10 数列配置されている規模のもの

シンチレーター	BGO	GSO	LSO	液 Xe
元素	Bi Ge O	Gd Si O	Lu Si O (Ce)	Xe
比重 [g/cm^3]	7.13	6.71	7.4	2.95
光子数 [個/MeV]	8200	9000	25000	43000
波長 [nm]	480	440	420	178
減衰時間 [ns]	300	56	47	45

表 2.1: 各シンチレーター物質の特性 [7]

核種	^{11}C	^{13}N	^{15}O	^{18}F	^{94m}Tc	^{124}I
半減期 [min]	20.38	9.96	2.04	109.8	52.5	4.18[days]

表 2.2: PET 検査で使われる主な核種 [11]

が今のところ一般的である.

2.1.2 運用方法

PET 検査では陽電子の対消滅で放出される 2 つの γ 線を用いるが, 陽電子は通常体内には存在しない. そのため, 被験者・試料には FDG (Fluoro-Deoxy-Glucose) 等の陽電子を放出する薬剤が検査前に投与される. 検査の目的に応じてトレーサーとなる陽電子放出核を含むさまざま薬剤が合成されている. 代表的な核種を表 2.2 に示す. これらの核種は概して短寿命であるので, 工場から出荷すると運搬している間にもほとんどが崩壊してしまう. そのために小型の加速器 (サイクロトロン) が病院や研究所に設置され, 必要に応じて生産される.[10]

検査は装置の内部で γ 線が測定されるのを待つだけである. 測定データを増やすと統計的な雑音は減り画質を向上させることができる, 十分な画質の画像を再構成するのに現行の PET では 30 分程度装置の中で安静にする必要がある, これは被験者にとっては大きな負担であるし研究目的の検査であっても効率がよくない. 検査時間の短縮, 被験者への被爆を軽減するためにアクセプタンスが大きく, 高いレートでデータを取得できる PET が望まれている. この点に対して液体キセノン PET は結晶に分割されていないので有効体積の割合が大きく, 検出器に入射したガンマ線を同時計測できる頻度が従来のタイプに比べ格段によくなることが期待される.

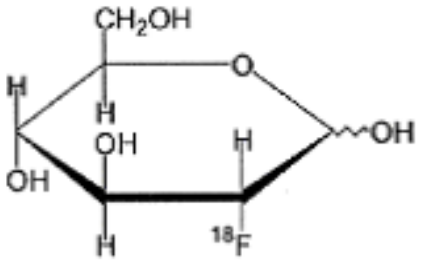

図 2.3: フルオロデオキシグルコースの構造式, 通常のブドウ糖分子と同じように組織に取り込まれる

2.2 動作原理

この節では、PET 装置が試料から画像を作るまでの原理について解説する.

2.2.1 γ 線測定システム

PET 装置の内部で陽電子が放出されると近くの電子と対消滅し, 2 個の γ 線に変わる. 始状態での電子・陽電子の運動を無視すれば, ガンマ線のエネルギーは電子の質量と同じ 511keV, 方向は back to back , 互いに反対を向いて放出される.

それぞれの γ 線は体内を数 cm 伝搬し空気中に出て, シンチレーターのあるガンマ線検出部に入射する. γ 線がシンチレーターに入る前に散乱を受ける場合もあり, この場合ガンマ線の方向が変わってしまっているので正しい線源の位置情報を与えない. しかし散乱された γ はエネルギーが減少しているのでエネルギーを測ることがでこのようなイベントは散乱の無いイベントと区別することができる. よって PET 装置ではエネルギー分解能を良くして悪いイベントを除外する必要がある.

γ 線がシンチレーター内で反応するとエネルギーがシンチレーション光へと転換される. 光子はシンチレーター内を伝搬し (境界では反射しやすいように処理されている), 光検出器へと入射する.

この検出器によって出力された信号のうち, ある時間差以内に 2 箇所で信号が検出されたものだけが 1 組の電子・陽電子から出た本物の信号として記録され, 後の処理に回されることとなる. この時間差は装置の各特性により最適な時間が設定されている. 画質の向上のためには同時と判定する時間を短くし, 偶発的に別々に放出された 2 つの γ 線がひとつのイベントと判定される確率を下げることが大切である.

2.2.2 画像処理

次に, 記録されたイベントから画像を再構成する方法について述べる. [12] [13] コインシデンスした反応位置情報の組から元の画像を復元するプログラムの研究は早くから行われており, 画像再構成のアルゴリズムの良し悪しも PET としての性能を決定する非常に大きな要素のひとつである. 体内には陽電子源が何らかの分布をしていて, イベントからどこにある核が崩壊したのか決定することは不可能であり, 画像処理によって元の線源の分布を求めることになる. PET の画像処理は他の撮像装置同様さまざまな方式が研究されているが, 大きく分けて 2 通りの方式がある. ひとつは解析的方法. もうひとつは逐次近似を利用するものである.

解析的方法で代表的なものはフィルタ逆投影 (filtered backprojection, FBP) 法がある. この方式は, 得られたデータつまりコインシデンスしたイベントの

位置・角度情報から逆に検査領域に投影して線源の分布を再構成するものである．フィルタというのは投影するときにそのまま線で結ぶのではなく, フィルタによって高周波成分を補ってから足し合わせることで画質が向上する目的がある．ところがこの方法は 3 次元の逆投影の計算に時間がかかるため新しい方法に変わりつつある．

逐次近似を用いる方式で基本的なものは ML-EM(Maximum Liklifood Expectation Maximization) 法で, 最尤推定法を使って統計的に確からしい値を求める．この方法は良好な画質を与える一方でノイズが多くなってしまう場合もあった．90 年代以降この欠点を改善するためにいろいろなアルゴリズムが研究され, OSEM(Ordered Subset EM) 法や RAMLA 法, DRAMA 法などとより少ない計算量でも雑音の少ない画像を構成する手法が開発され, 現在に続いている．

画像処理の個別の技法について本稿では立ち入らない．

2.2.3 無機結晶型 PET

現行型の PET 装置について, いくつか問題点が指摘されている．１つ目はそれがシンチレーター結晶を使っていることに起因する分解能に対する制約である．つまり結晶の大きさがそのまま画像の分解能に現れてしまう．さらに, 結晶は r 方向に長い形をしている．このため装置の中心近くから放たれた γ 線は垂直に近い角度で結晶に入射することになるが, 中心から離れた位置から放たれた γ 線は, 結晶に斜め方向から入射するため結晶のどこで反応が起こったか不定性が大きくなってしまう．実際に視野の周辺部では再構成される画像の分解能は中心付近に比べかなり悪い. 現行型の PET は r 方向に 1 層の結晶しかないために結晶内での r 方向の位置を決定することができない．r 方向の位置情報は通常 DOI(Depth Of Interact) と呼称され, 本稿でもこれを以下用いる．DOI 情報を得るためのストレートな解決法は結晶を r 方向に分割し, それぞれの層に光検出器を取り付けることである．多層のシンチレータと APD(Avalanche PhotoDiode) による DOIPET が実用化に向けて研究されている.[14] [15]

しかしながら, さらなる画質の向上のために結晶の分割を細かくすると, 読み出しチャンネルが増加し, 機構も複雑化するためコストが飛躍的に増加してしまうことが懸念されている．

第3章　液体キセノンTPC

3.1　PETとしてのTPC

我々が開発を行っているPET装置は液体キセノンを検出媒体にしている. 高エネルギー物理の実験で飛跡検出器などに使われるタイムプロジェクションチェンバー (Time Projection Chamber)[16] を用いるタイプの装置である. TPCを使うことにより, 読み出しチャンネル数をそれほど増加させることなく3次元の位置分解能を高めることができる. 高エネルギー加速器研究機構 (KEK) の測定器開発グループを中心とした共同研究チームでは, チェンバー内を液体キセノンで満たし, 読み出しは平面状のパッドで行う形式の装置を開発している. また, 光電子増倍管が液体キセノン中に浸されており, キセノンからのシンチレーション光を直接とらえることができ, これにより γ 線の反応時間を決定する. また, TOF(Time of Filght) 情報によりシンチレーション光でも反応位置についての情報を得ることができる.

液体キセノンTPCPETは, 他の研究機関によっても研究開発が進められており, 競争の激しい研究分野となりつつある.[17] [?]

3.1.1　液体キセノンの諸性質

検出媒体としての液体キセノンの性質を以下の表3.1にまとめた.

3.1.2　TPCの動作原理

タイムプロジェクションチェンバー (TPC) の動作について説明する.

TPCは図3.2のように陰極 (K), グリッド (G), 読み出し部である陽極 (A) からなる. 陽極, グリッド, 陰極の間には電位差が与えられていて, 陰極-グリッド間とグリッド-陽極間の電場を E_P,E_Q とする. TPCの有効体積内で放射線が反応をおこした場合, その周囲の領域にある物質を電離する. ドリフト領域内で電子と原子や分子の正イオンが生成されると, そこにかけられている電場により電子はGへ, 正イオンはKへとドリフトしていくことになる. ドリフト速度については媒質の種類状態によりかなり異なるが, 正イオンのほうが質量がはるかに大きく, 速度が遅いことには注意が必要である. Gに向かってドリフトした電子はある条件を満たしている場合は大部分がGを通過

原子番号 (Z)	54
原子量	131.29
沸点	165K
融点	161K
気化熱	12.6kJ/mol
融解熱	2.30kJ/mol
光子 1 個生成に必要なエネルギー (γ)	23.7 eV
輻射長	2.27cm
シンチレーション光の減衰時間	4.2 ns,22 ns
電離電子 1 個生成に必要なエネルギー	15eV
再結合の減衰時間	45 nsec
電子のドリフト速度	2.2 mm/µs
電子の拡散定数	50 cm^2/s
ファノ因子 (液体)	20

表 3.1: キセノンの各特性 [7] [8] [9]

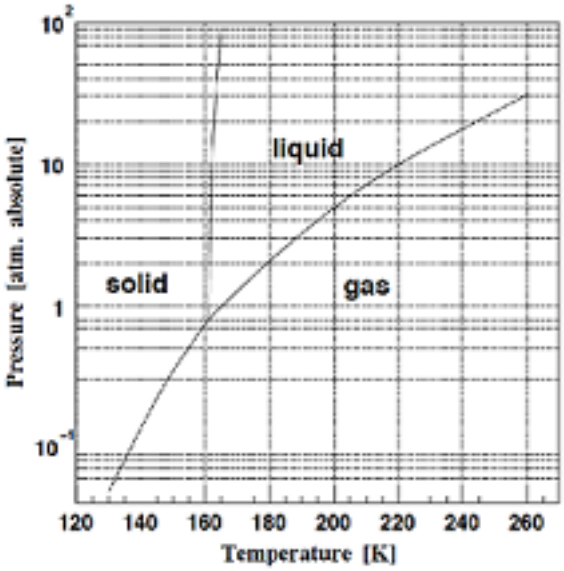

図 3.1: キセノンの相図. 三重点は 161.3 K, 816 hPa である.

することができる．電子が G-A 間にいる場合は A の表面に正の電荷が誘起され, 反対の (つまり電子と同じ負の) 電荷がケーブルから送られていくこととなる．この信号の立ち上がりの時間は, G-A の長さ l_Q と電子群の広がりによる．

グリッドが A と K の間に存在する理由は 2 つあり, シグナルの立ち上がりを急にして電子の到達時間の測定をより正確にすること, K-G 間に滞在している正イオンの効果が読み出し部に影響しないようにシールドすることである．

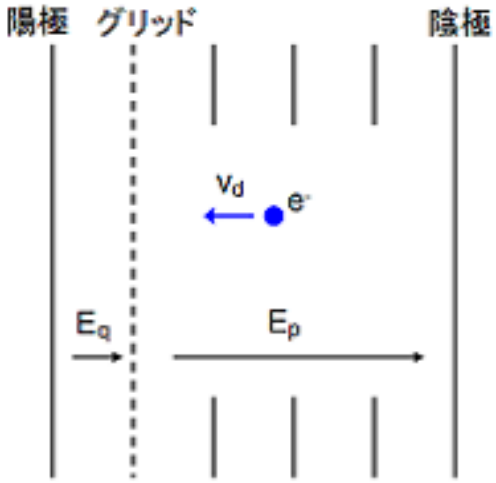

図 3.2: TPC の簡単な構成図

3.1.3 PMT の動作

フォトマルチプライア (光電子増倍管, PMT) は, 微弱な光を測定するための高感度な検出器である．PMT の入射窓には光電効果によって電子を放出しやすい光電面物質が蒸着されている．光子が 1 個 PMT 入射窓に入射した際に, 電子を放出する確率を量子効率 (Quantum Efficiency) といい, 光電面の材質, 使用する入射窓材によって光の波長依存性が異なる．Q.E. は PMT の性能を決める重要な因子のひとつである．放出された光電子は電場によって最初のダイノードに導かれる．このとき電場で加速されているのでダイノードに衝突したときにダイノードから幾つかの電子をはじき出す．そして各電子は後段のダイノードにおいて次々に増幅される．1 個の光電子が G 個に増倍されるとき, この光電子増倍管のゲイン (Gain) は G であるという．図にはこの実験で用いられているメタルチャンネル型と呼ばれるダイノード形式の模式図を示す．[19]

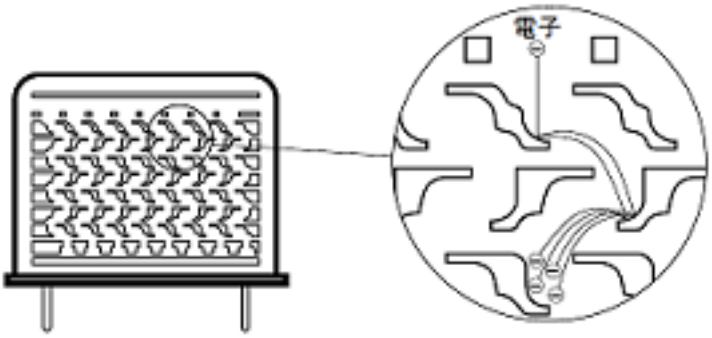

図 3.3: メタルチャンネル型 PMT の構造

3.2 期待される性能

3.2.1 各成分の分解能

・位置分解能について

TPC の空間分解能は, 読み出しの方向 2 次元とドリフト方向では分けて考える必要がある. 私たちの計画している TPC では読み出しは基板上のパッドで行うために, この方向はパッドの大きさによって決定されることになる. パッドの大きさを下から制限する要素は信号の源となる電子群の広がりである.

電子の拡散は拡散方程式

$$\frac{\partial \phi}{\partial t} = -D\nabla^2\phi \tag{3.1}$$

に従い, ϕ は電子の密度をあらわす時間と位置の関数である. D は拡散のしやすさを表す定数で, 液体キセノンでは電場の強さにも依存するがおよそ 50 [cm^2/sec] である.[9] 初期状態として電子が点状に分布していたとするとこの方程式は簡単に解けて,

$$\phi(t,\vec{x}) = \frac{1}{\sqrt{4\pi Dt}}\exp[-\frac{x^2}{4Dt}] \tag{3.2}$$

となる. 電場がかけられている場合は, これに平行移動が加わった解となる.

この実験で用いているプロトタイプではドリフト距離は最大 5 [cm], PET の大きさでは大体 50 [cm] である, $v_d = 2$[mm/µs] で計算すると, それぞれ t_d = 25, 250 [µs] となる, この間に拡散によって広がる分布の $\sigma = 5\times10^{-1}$, 2.2 [mm] である.

もうひとつの位置分解能の制限は陽電子源に起因するものである, 陽電子は親核から運動量を持って飛び出すために対消滅するまでの間にある程度の

距離を進むことになり, 消滅ガンマ線の角度も 180° から外れることになる. 陽電子源 ^{18}F の場合, これによる位置のずれは $\sigma_x \sim 0.1$ [mm], 角度のずれは $\sigma_\theta \sim 0.35°$ と, いわれている.

・ドリフト方向について

TPC はドリフト軸の方向はドリフト時間から算出することになる, 電子群が読み出し面に到達したときのドリフト方向の広がりを 0.5 mm とすると, 信号の時間的な広がりは 250 ns である, サンプリング速度が 4 MHz よりも十分早く読み出すことができるとドリフト方向の位置の不定性は電子群の広がりに近くなる.

・エネルギーについて

入射粒子のエネルギーの測定は信号の大きさから測定する. PET 検査で測定の対象となるのは 511 keV の γ 線であり, 予想される電子・陽イオン対の平均個数は

$$E_\gamma\ W = 511[\mathrm{keV}]/15.6[\mathrm{eV}] = 3.28 \times 10^5 \tag{3.3}$$

であるが, 一部の電子は陽イオンと再結合し失われるため検出器に入る個数はこれより少ない. 電場に対する再結合する電子の割合の関係は実験的に求められている.[20] 分解能を決定するのは, 発生する電子の個数の統計的なゆらぎであるが, 粒子によって電離される過程では, 純粋なポアソン過程と仮定した場合と比べファノ因子 F と呼ばれる係数が掛かる. ファノ因子は次のように定義される.

$$F = \frac{\sigma^2}{\mu} \tag{3.4}$$

σ は標準偏差, μ は平均である. 純粋なポアソン分布では $F = 1$ となる.

これから, 511keVγ 線の場合の分布を予想することができる,

$$\sigma = \sqrt{F\mu} \approx \sqrt{20 \times 3.4 \times 10^5} = 2.6 \times 10^3 \tag{3.5}$$

から, 理想的な場合の分布の広がりとして

$$[\mathrm{Resolution}] = 2.6 \times 10^3 / 3.4 \times 10^5 = 0.76\% \tag{3.6}$$

と求まるが. これは再結合の因子を含まない. 実際に実験的に得られている分解能は [21] 等にある. シンチレーション光と電荷を併用することで 4%以下の分解能を得ている.

第4章　プロトタイプによるR&D

4.1　実験装置の設計

4.1.1　TPCについて

現在実験で使われているTPC装置と, 簡略化した配線図をあげた. 極板は陰極となるSUS製1mm厚の板, 中間の電場整形用極板は陰極と同じ寸法にしているが中央は穴が開いている, 静電場のシュミレーションではこの形の極板でほとんど平行で一様な電場が形成でできるという結果がある.

読み出しの陽極は4.2に示したG10基板上のプリントパターンになっている, ひとつのチャンネルは10×10 mm^{2}で, スルーホールを通じて裏面でケーブルとはんだ付けされる. 裏面のパッドから繋がる部分以外はベタパターンになっていて, ここがTPCの陽極であり基準電位面 (0 V,GND) になっている. パッドからの信号線はテフロン同軸ケーブルでプリアンプに導かれる,

TPCの負高電圧はSHVコネクター付きのフランジから導入され, チェンバー内を通って陰極およびグラウンド面と結ばれる. 各極板間は100 MΩ抵抗によって互いに接続され, 段階的な電位となる.

4.1.2　前置増幅器

パッドに入力した電荷は同軸ケーブルで装置上部に取り付けられたプリアンプに送られる. 共同実験者によりキセノンTPCに適したASIC(Application Specific Integrated Circuit) の開発が進められているが, 現在のところAMPTEK製A250プリアンプとこれに対応したPC250テストボードを用いている.

このアンプはOPアンプ1個を用いた電荷有感型の増幅器で, ゲインは1[V/pC]である, 入力段でのノイズを抑えるためにFETを通して信号を入力するようになっている.

電荷有感型アンプの動作について説明する.

4.5のように, このタイプのアンプは開ループゲインが$-A$のOPアンプとその出力 (の反転) を入力側に戻す抵抗R_fおよびキャパシタC_fからなる. 入力、出力側の電圧をV_{IN}、V_{OUT}とする. 入力側にはパッドやケーブルの静電容量を想定しC_{IN}を置いておく. このアンプにINからQの電荷が送られた場合の出力電圧を求めよう,

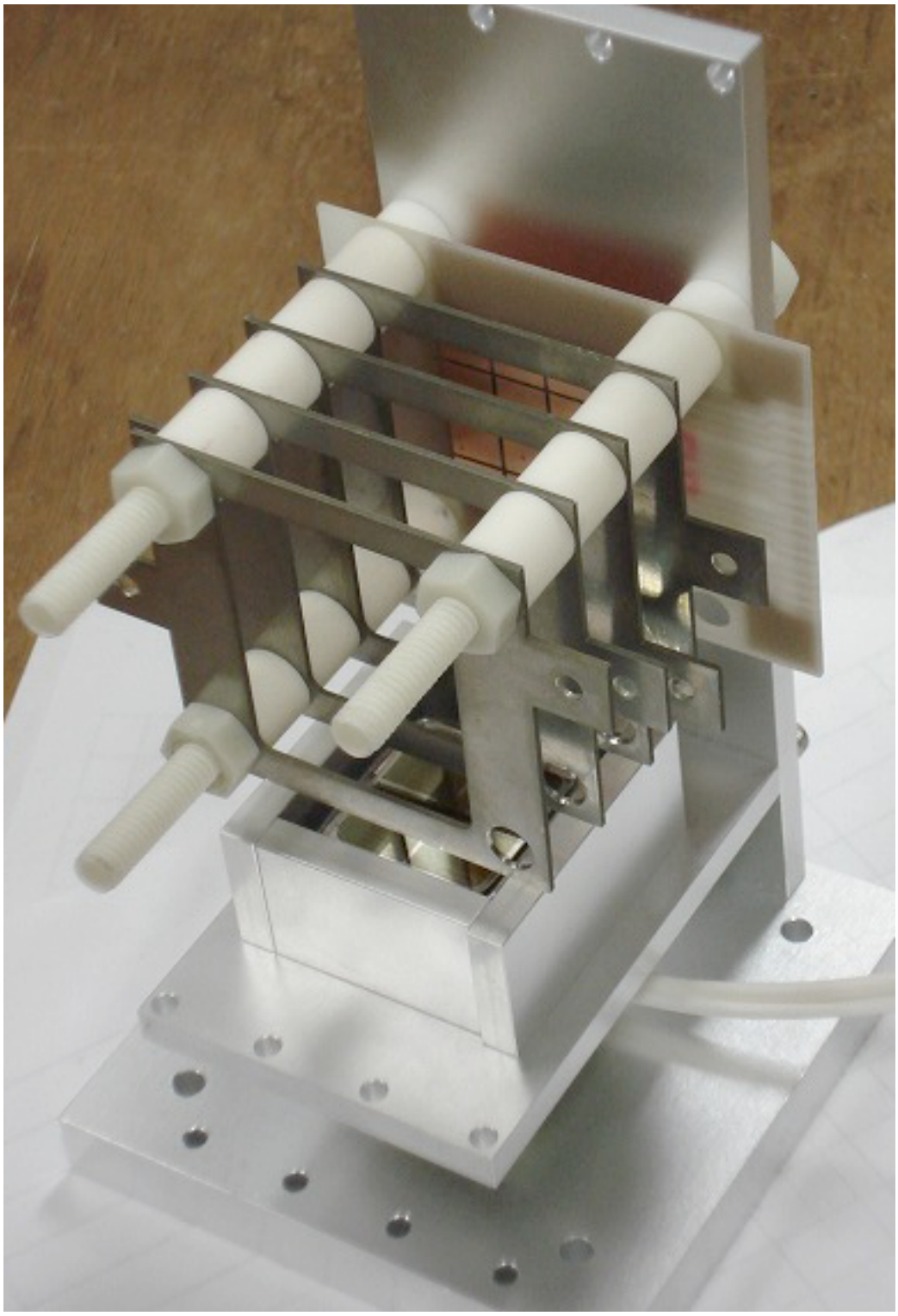

図 4.1: プロトタイプ TPC

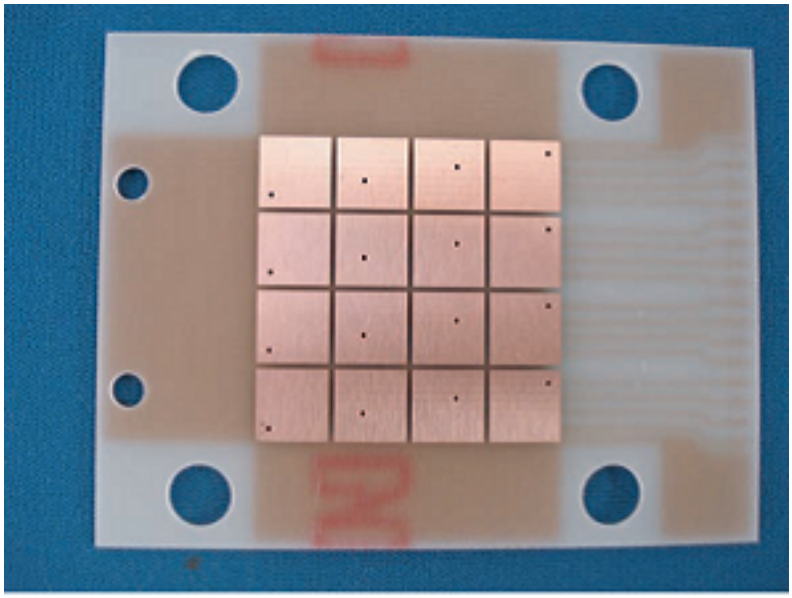

図 4.2: 読み出し PAD

$$Q = Q_{\mathrm{f}} + Q_{\mathrm{IN}} \tag{4.1}$$
$$V_{\mathrm{OUT}} = -AV_{\mathrm{IN}} \tag{4.2}$$

それぞれのキャパシタの電圧の関係から

$$C_{\mathrm{f}}(V_{\mathrm{IN}} - V_{\mathrm{OUT}}) = Q_{\mathrm{f}}$$
$$C_{\mathrm{IN}}V_{\mathrm{IN}} = Q_{\mathrm{IN}}$$

これらを (4.1) に代入すると

$$\begin{aligned} Q &= C_{\mathrm{f}}(V_{\mathrm{IN}} - V_{\mathrm{OUT}}) + C_{\mathrm{IN}}V_{\mathrm{IN}} \\ &= (C_{\mathrm{f}} + C_{\mathrm{IN}})V_{\mathrm{IN}} + C_{\mathrm{f}}V_{\mathrm{OUT}} \end{aligned} \tag{4.3}$$

ここで (4.2) を用いる.

$$Q = (C_{\mathrm{f}} + C_{\mathrm{IN}})\frac{V_{\mathrm{OUT}}}{-A} + C_{\mathrm{f}}V_{\mathrm{OUT}}$$

A が十分大きい値だとすると前半の項は無視できて,

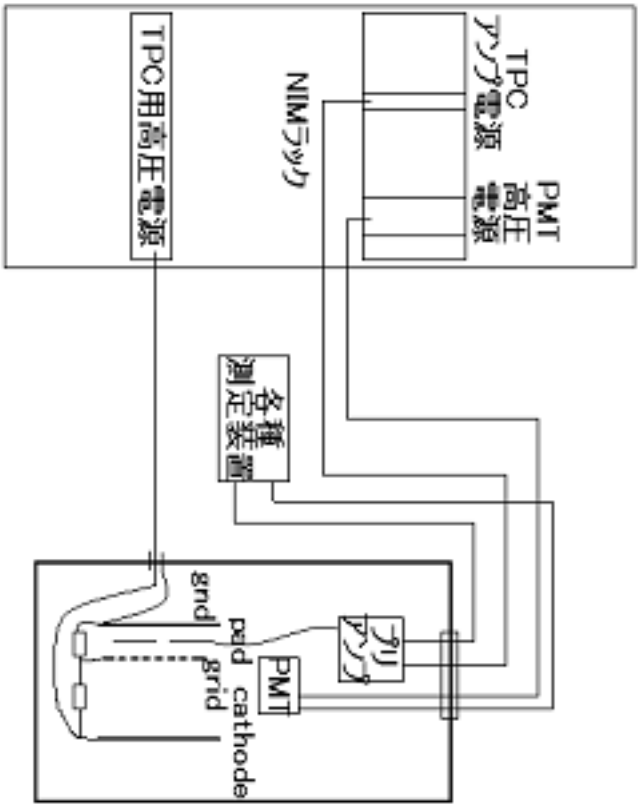

図 4.3: プロトタイプ TPC の接続関係

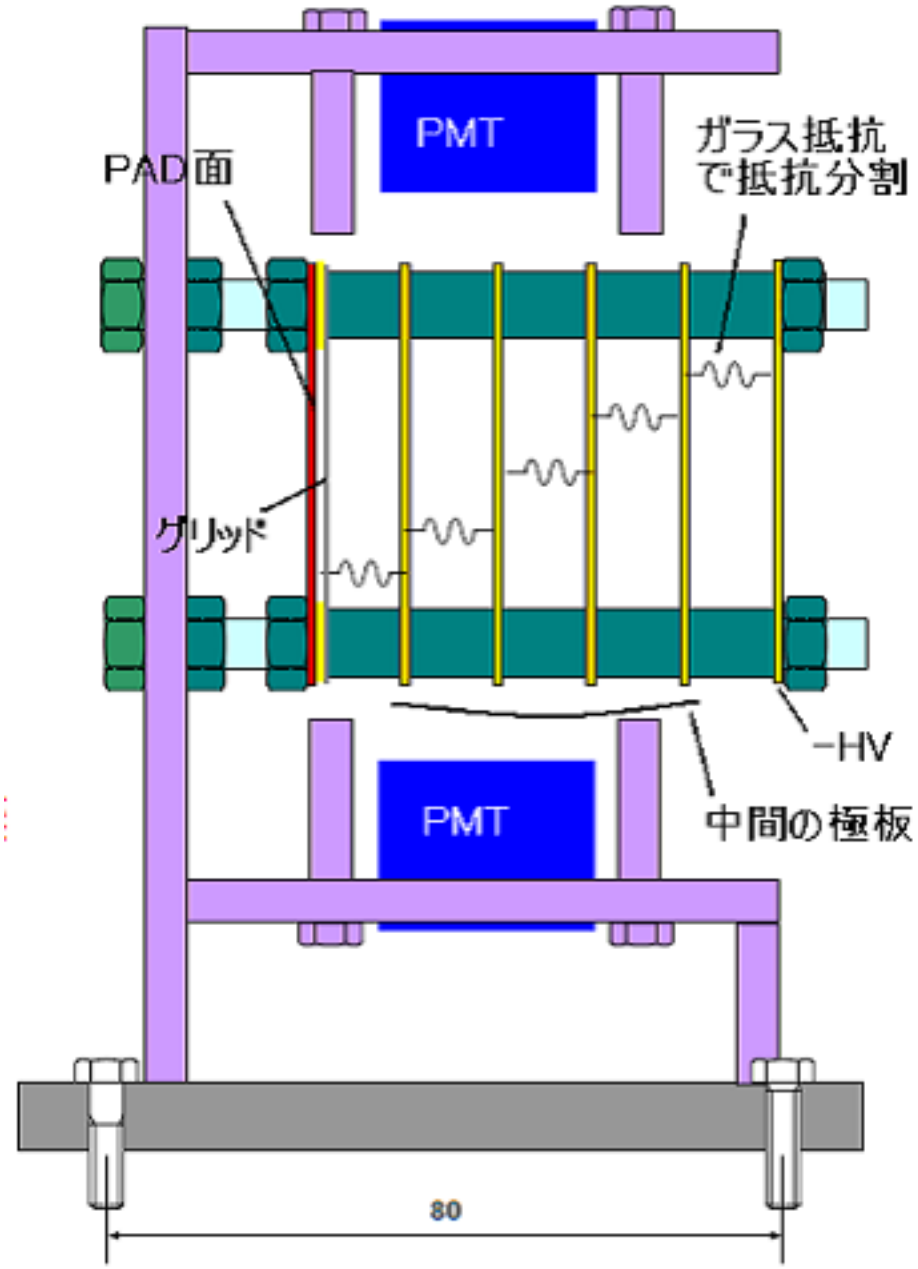

図 4.4: テストベンチの設計

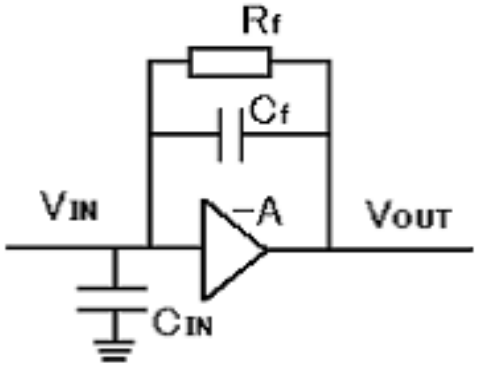

図 4.5: 電荷型アンプの等価回路

$$
\begin{aligned}
Q &= C_{\mathrm{f}} V_{\mathrm{OUT}} \\
V_{\mathrm{OUT}} &= \frac{Q}{C_{\mathrm{f}}}
\end{aligned}
\tag{4.4}
$$

となり, 出力電圧が入力側の容量がそれほど大きくない場合は無視できて帰還コンデンサの容量に反比例することが分かる. 帰還抵抗 R_{f} が並列に繋がっているのでここに蓄積している電荷は時定数 $\tau = C_{\mathrm{f}} R_{\mathrm{f}}$ で捌けていく.

4.1.3 PMT

実験で用いられている浜松ホトニクス製 R5900-06AL12S-ASSY PMT の外観, 回路と特性を示す. これは真空紫外光の領域にある液体キセノンのシンチレーション光の波長 ($\lambda = 178$ nm) によい感度を持ち. 低温中でもよく動作するように設計されたものである.

4.2 キセノンガスシステム

現在の実験室内のキセノン配管の概略図を図 4.8 に示す. はじめにボンベから容器に注入したキセノンは基本的にシステムの中だけで扱うことができる.

4.2.1 冷凍装置

キセノンは実験で運用される圧力では沸点と融点が近い温度にある, またその融解熱が非常に小さいために冷凍能力があまり高いと冷凍機の部分でキ

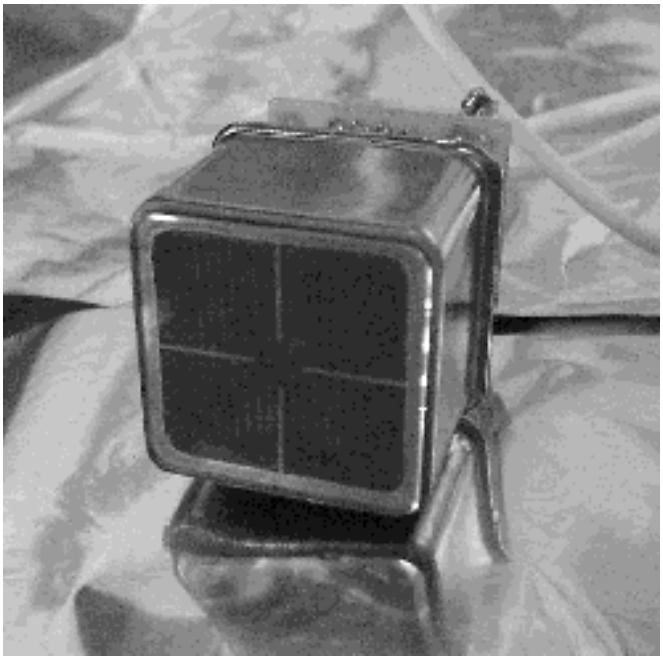

図 4.6: 浜松ホトニクス R5900-06AL12S-ASSY

セノンが凍ってしまう．さらに TPC は強い電場がかけられていて位置の変化に非常に敏感であるために静粛性も求められる．そこで, キセノンを冷却するための冷凍機としてパルス管冷凍機を用いる.

パルス管冷凍機の内部にはヘリウムガスが満たされており, このガスにコンプレッサーから高圧・低圧の振動を与えることで動作する．スターリング型冷凍機と同様の熱サイクルによって内部から熱を排出するが, ガス自体の運動がピストンの役割をするので低温部分に機械的な動作をするものが無い. このためパルス管冷凍機は温度・圧力のデリケートなコントロールが必要な液体キセノンの冷却に適している.

図 4.9 は岩谷瓦斯製 PTR PDC08, 液体キセノンの沸点である 165 K 付近で約 24 W の冷却能力を有する.

4.2.2 クライオスタット

液体キセノンが蓄積される部分は外部からの熱の流入を極力抑える必要がある．そのために実験で用いるチェンバーは 2 重構造になっていて間の層を真空にすることで直接の熱伝導を防いでいる．さらにアルミを蒸着した薄いフィルム, スーパーインシュレーターが巻き付けられていて輻射による熱の流入を抑える.

寸法	27×27 mm^2
光電面の寸法	18×18 mm^2
入射窓	石英
光電陰極	Rb-Cs-Sb
量子効率	20 %
ダイノード形式	メタルチャンネル
段数	12 段
800V でのゲイン	9.0×10^6

表 4.1: R5900 PMT の特徴

4.2.3 純化装置

液体キセノンの純度は, 電荷とシンチレーション光の両方に対し大きな影響がある. 電気陰性度の大きな分子は放射線によって電離した電子を吸収してしまう. 水・酸素などの分子はキセノンのシンチレーション光のうち, ある波長域を吸収する. いずれの場合も不純物により信号は減衰して検出器の感度を悪化させる. ひどい場合は信号がノイズに隠れてしまい, シグナルと識別できなくなってしまう. 大型のキセノン検出器を用いる実験では自由電子の寿命について測定されている.[22]

この実験ではキセノンの純度を高めるために SAES 製ゲッターを使用している, Al-Zr バルクゲッターであり, これを通過したガスの希ガス以外の不純物は 0.1 ppb 以下の濃度になるという.

液体キセノン中で自由電子はある時定数 τ を持って減少し,

$$N = N_0 e^{-\frac{t}{\tau}} \tag{4.5}$$

とあらわされる. N は電子の個数, t は時間である. 電子の寿命 τ は, 酸素に換算した不純物の濃度 ρ に反比例し,

$$\tau = K\rho^{-1} \tag{4.6}$$

とすると, $K \sim 300[\mu\mathrm{s} \cdot \mathrm{ppb}]$ である.

4.2.4 真空ポンプ

クライオスタット内部にキセノンを注入する前には, できる限り容器内を清浄にしておく必要があり, 真空ポンプでクライオスタットの中の空気を排出する. 実験室ではオイルフリーの粗引き用回転ポンプとターボ分子ポンプ

を併用している．キセノン注入時はポンプを切り離してしまうが, 同じポンプで真空断熱のためクライオスタット外層を真空引きし続ける.

4.2.5 タンク

4.8 の右端にあるように実験室には 750 l のタンクが設置されている．万一何らかの故障で冷凍機が停止したとしてもこことクライオスタットは運転時には接続されているために, 容器内部の圧力が上昇し貴重なキセノンが漏れ出す危険は少ない.

4.2.6 キセノン回収時の手順

キセノンは高価な物質なので液化実験終了後, 容器を開放する場合はこれを回収する必要がある．冷凍機を停止するとキセノンチェンバー内のキセノンは徐々に蒸発していく．貯蔵タンクとクライオスタットの間を開放しておくと均等な圧力を保ちキセノンガスはタンクに流れていく．クライオスタットが常温に戻ったらタンクを閉じ, 回収ボンベを液体窒素で冷却する．冷却されたボンベとクライオスタットをつなぐと容器に残っていたガスはボンベで固化し, 容器は真空になる．最後にボンベのバルブを閉じ容器を大気に開放する.

4.3 データ処理

4.3.1 NIM CAMAC

実験室内には 19 インチラックが 1 台設置されている．ここに NIM クレート, CAMAC クレート ,TPC 用電源モジュールが収められている.

NIM ビンには PMT 用高電圧源, PMT 信号の選別に用いるディスクリミネーター他モジュール, それから TPC 信号の波形整形アンプが入っている. CAMAC はクレートコントローラーとして東陽テクニカ製 CC/NET を使っている, このクレートコントローラーはイーサネットを通して実験室のデスクトップ PC と接続されている.

PMT 出力と TPC からポストアンプ後の信号の大きさを測定するために CAMAC モジュールの ADC(Analog to Degital Converter), LeCroy 製 2249A を用いている.

この ADC の特性を表 4.2 に示す,

規格	CAMAC1 幅
ch 数	12
入力	Lemo 50Ω
分解能	10 bit
フルスケール	256 pC
処理時間	60 µs

表 4.2: 使用した ADC

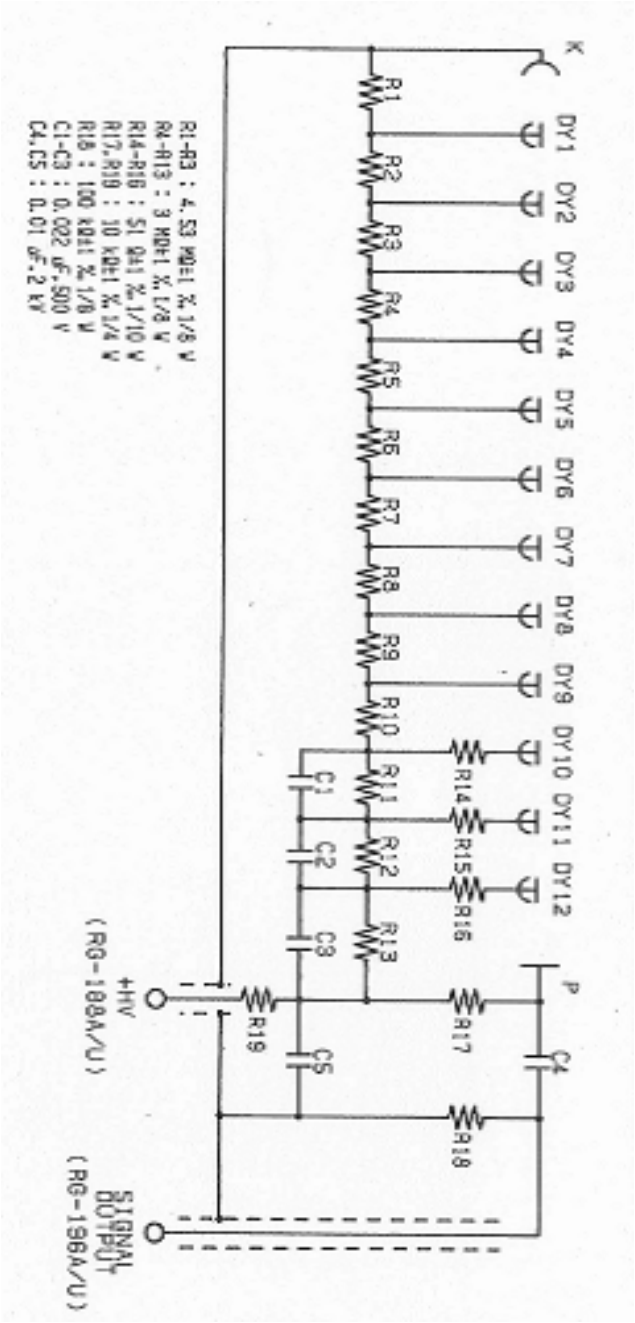
K
DY1
DY2
DY3
DY4
DY5
DY6
DY7
DY8
DY9
DY10
DY11
DY12
P
R1
R2
R3
R4
R5
R6
R7
R8
R9
R10
R11
R12
R13
R14
R15
R16
R17
R18
R19
C1
C2
C3
C4
C5
R1-R3 : 4.53 MΩ±1 % 1/8 W
R4-R13 : 3 MΩ±1 % 1/8 W
R14-R16 : 51 Ω±1 % 1/10 W
R17,R19 : 10 kΩ±1 % 1/4 W
R18 : 100 kΩ±1 % 1/8 W
C1-C3 : 0.022 μF,500 V
C4,C5 : 0.01 μF,2 kV
+HV
(RG-188A/U)
SIGNAL
OUTPUT
(RG-196A/U)

図 4.7: PMT の回路図

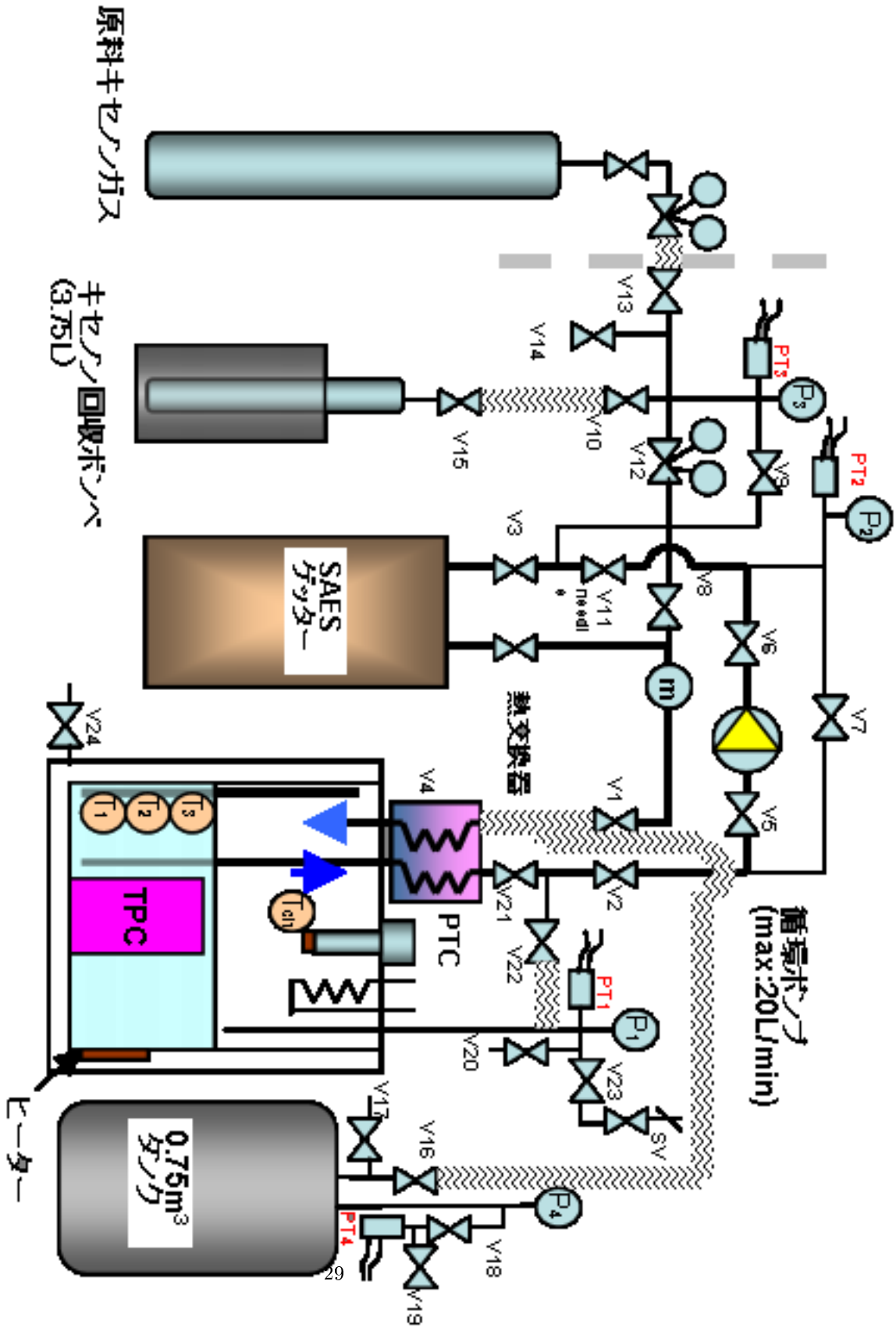

図 4.8: キセノンガスシステム

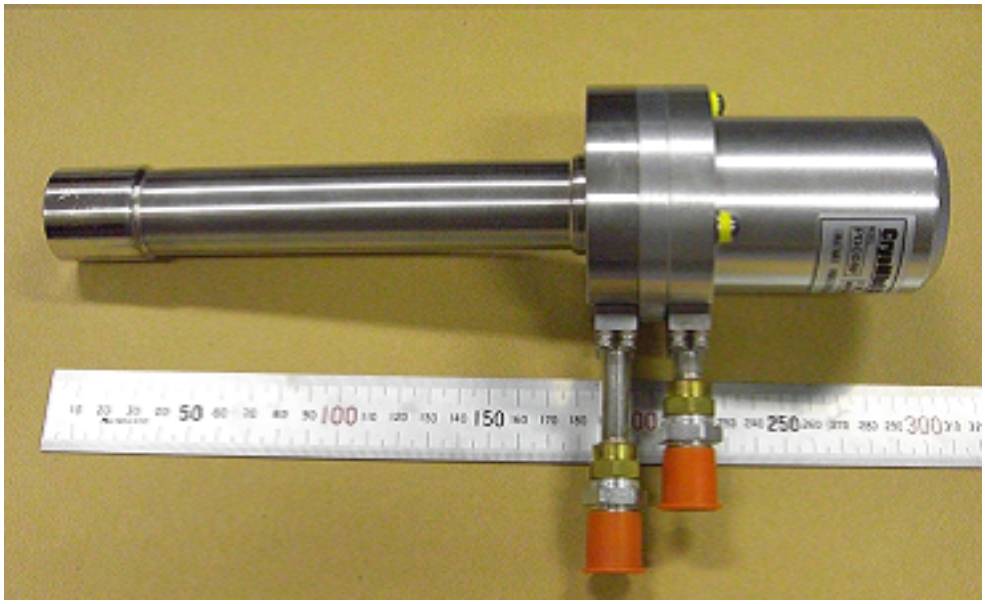

図 4.9: パルス管冷凍機

図 4.10: SAES：PS3 型ゲッター

第5章　実験

5.1　キセノンシステムの試運転

2009 年 5 月, 私たちのグループのキセノン冷却システムが準備ができた時点で冷凍機の運転試験を行いキセノンを液化した.

補助寒剤 (液体窒素) を使わず, クライオスタット内部は温度計のみ取り付けられている状態で毎時 0.16 l の液化速度が確認された.

光電子増倍管, タイムプロジェクションチェンバー極板とともに冷却した試験においてはキセノンが液化された状態で, 宇宙線によるシンチレーション光によって, このシステムでの最初の PMT 信号を検出した. このとき冷凍機の能力に約 9 W の余裕があった. 内部の発熱, 外部からの流入は約 15 W あるということになる.

この時点では TPC パッドからの信号は全く検出できなかった.

5.2　PMT 動作試験

液体キセノン中でのシンチレーション光が確認できたために, 続いて PMT の動作を確認するための実験に移った.

LED を用いて PMT のゲインをはじめに測定し, その後得られたゲインを使って決まったエネルギーのイベントで出力の大きさを評価する.

5.2.1　実験時のセットアップ

装置の上下に PMT を向かい合わせに固定し, TPC 極板とパッドも取り付けた. PMT の較正をするための光源として青色発光ダイオード, ^{241}Am の α 線源を図 5.3 のように付けてある.

LED を光らせるのにファンクションジェネレータ (FG) を用いた. 実験で使用した FG は様々な波形, 周波数, 振幅の波を出力することができる. LED を瞬間的に光らせる必要があるために FG からは方形波を出力させ, RC 微分回路 (50Ω, 100pC) でパルス状の波形に加工しフィードスルーから LED に送るようにした.

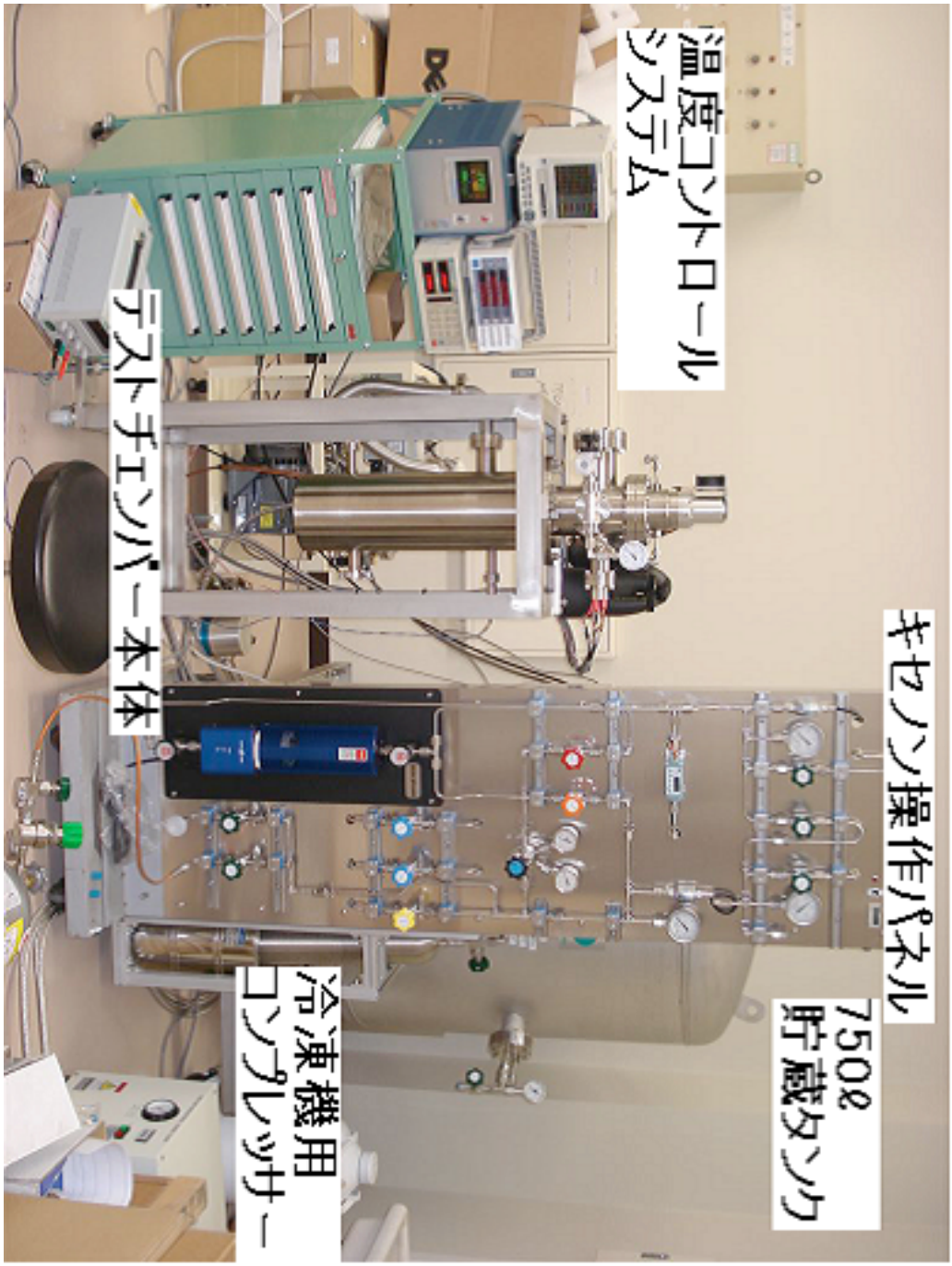

図 5.1: 完成間もない実験装置

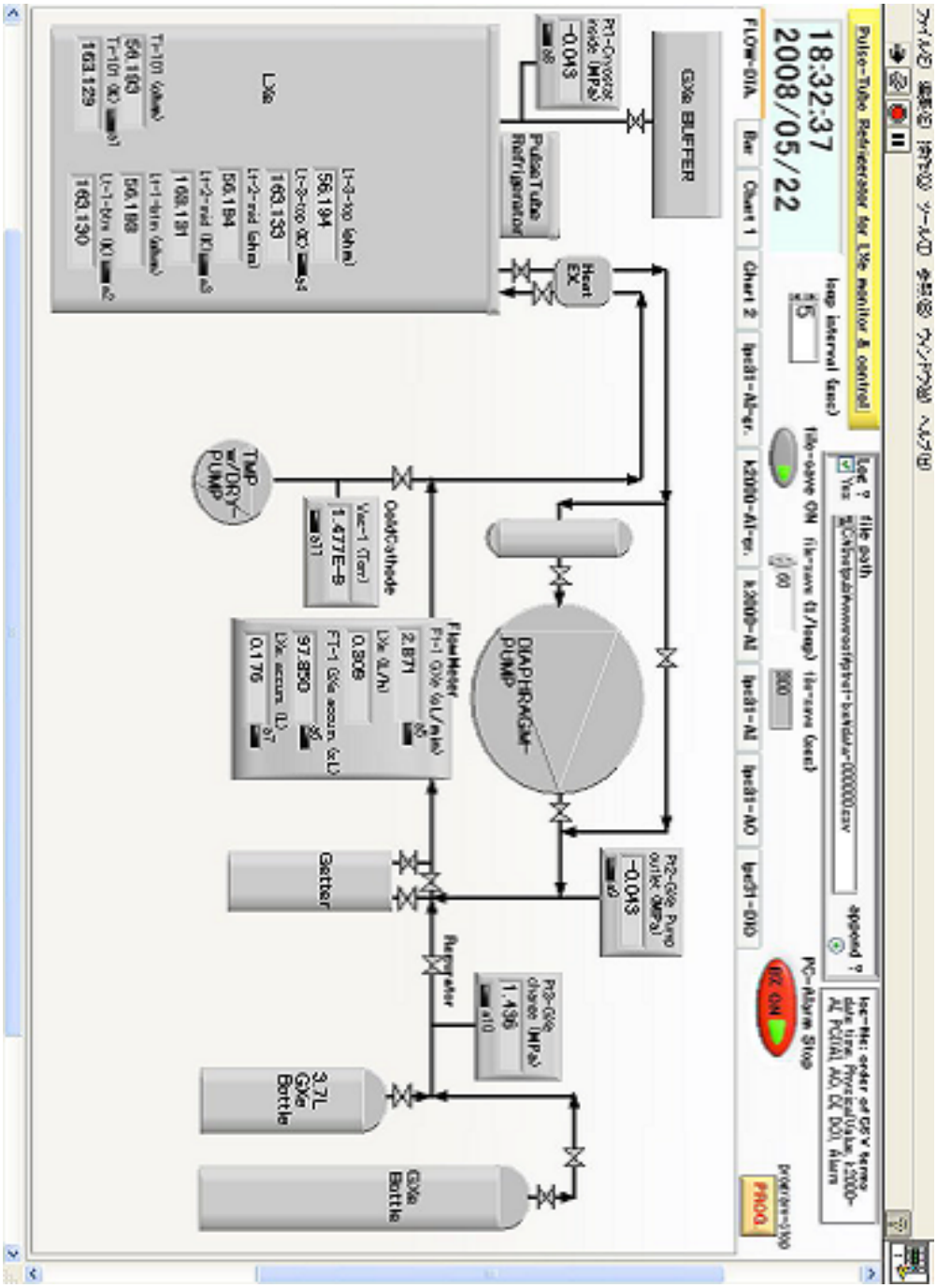

図 5.2: LabVIEW によるモニター

α 線源は 200 Bq の ^{241}Am が薄い円盤の中に密封されたものをエポキシ接着剤でネジに頭に固定し装置に取り付けた. ^{241}Am の半減期は 432 年, α 線のエネルギーは 5.49 MeV.

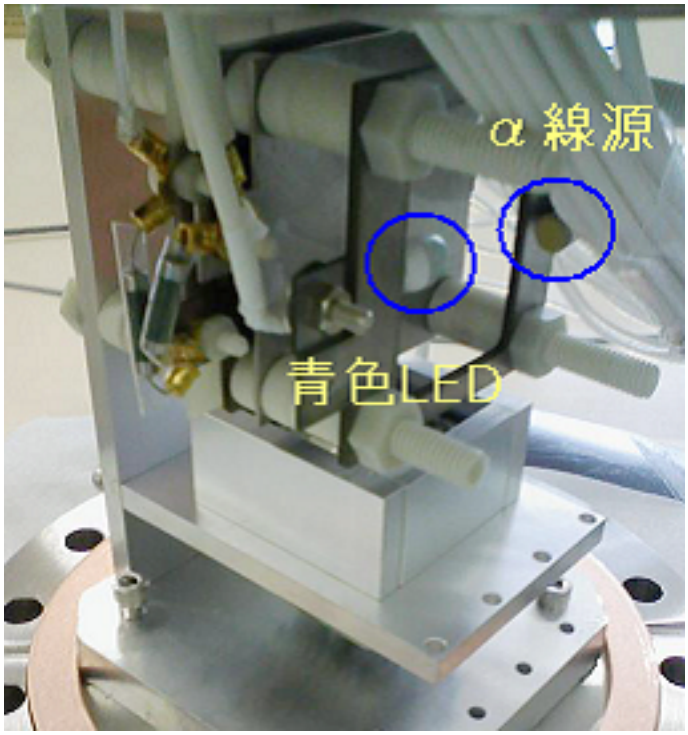

図 5.3: LED 使用時のテストベンチ

5.2.2 実験法について

1, LED による実験

PMT のゲインは以下のようにして求める.

LED を先に述べたようにパルス状に発光させ, 発光イベントごとに両 PMT の出力を ADC で記録する. このときの信号の処理は図 5.5 のようにした. 一定のイベント数データを取得し, このときの ADC カウント数の平均 $\overline{ADC}$ と分散 σ^2 を求める. PMT での光電子の発生がポアソン分布に従っているとすると,

$$\sigma^2 = \frac{\overline{ADC}^2}{N_p e} + \sigma_0^2 \tag{5.1}$$

という等式が成り立つ. $N_p e$ は光電子の個数, σ_0^2 は光信号が入らない場合にも存在する分の ADC カウント数の標準偏差である. ADC カウント数と光

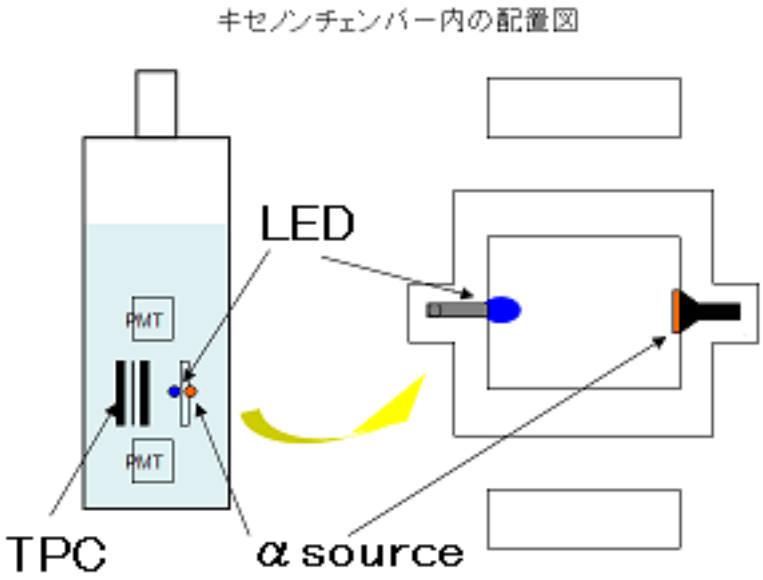

図 5.4: 容器内配置の模式図

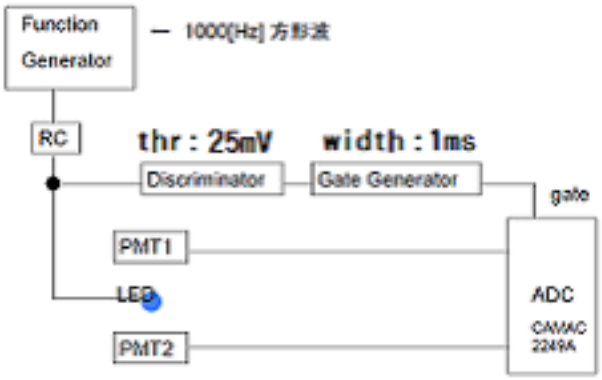

図 5.5: LED シグナル取得時のトリガー

電子の個数の間には C を ADC の 1 カウントの電荷量, G を PMT のゲインとして,

$$C\overline{ADC} = N_{pe}eG \tag{5.2}$$

の関係があるから (5.1) は

$$\sigma^2 = \frac{eG}{C} \times \overline{ADC} + \sigma_0^2$$

$$G = \frac{C}{e} \times \frac{\sigma^2 - \sigma_0^2}{\overline{ADC}} \tag{5.3}$$

$$\approx 1.6 \times 10^6 \frac{\sigma^2 - \sigma_0^2}{\overline{ADC}} \tag{5.4}$$

として G を求める, LED の発光量を何段階か変えて同じようにデータを取得し, 平均と分散のプロットを描く. 得られたプロットの傾きから PMT のゲインを得る.

PMT に印加する電圧を変えて印加電圧によるゲインの変化を調べる.

2, α 線源の信号検出

アメリシウム 241 からのアルファ線のエネルギーは約 5.5 MeV である. 液体キセノン中で発生するシンチレーション光子の絶対数が分かるのでこの信号を測定してこの PMT の動作を確認する.

液体 Xe のシンチレーション光子を発生させるのに必要なエネルギーは 23 eV なので, ^{241}Am からの α 線から

$$N_{\text{photon}} = 5.5 \times 10^6/23 = 2.3 \times 10^5 \tag{5.5}$$

の光子が発生することになる. この場合 PMT から発生する信号の大きさは

$$Q = N_{\text{photon}} \times \frac{\Omega}{4\pi} \times Q.E. \times G \times e \tag{5.6}$$

が予想される.

5.2.3 結果

図に PMT に印加した電圧を 700V にした場合の結果を示す, 横軸に ADC カウント数の平均縦軸に ADC カウント数の分散を取りプロットした.

プロットを最小二乗法でフィットした傾きは上と下の PMT についてそれぞれ 4.49 と 4.16 であった. 5.4 に代入するとゲインはそれぞれ 7.00 と 6.48 と求まった.

同様に電圧を 650-800 V の範囲でデータを取得しそれぞれの場合のゲインを測定した.

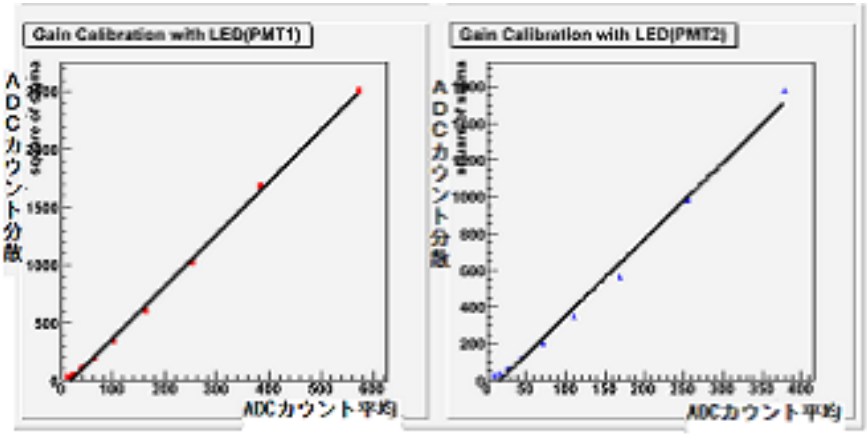

図 5.6: PMT 電圧 700V での $\sigma - \mu$ プロット

次に α 線の信号を測定したときの結果を図 5.8 に示す, このプロットの縦軸は ADC カウントでマーカーの位置が平均, エラーバーは標準偏差を表している.

式 (5.6) と先に求めた PMT のゲインを使うと, PMT 電圧 700 V においては

$$\begin{aligned} Q &= 2.3 \times 10^5 \times 8.0 \times 10^{-3} \times 0.2 \times 6.5 \times 1.6 \times 10^{-19} \\ &= 370[pC] = 1500[\mathrm{ADCcounts}] \end{aligned} \tag{5.7}$$

が予想されるが, 計測された値は平均 164 カウントであった。直ちに疑われたのは液体キセノンが不純物により汚れていた可能性である.

5.3 キセノンガス純化

実験で使用しているガスシステムにはダイアフラムポンプが装備されており, 冷凍機を作動させたままキセノンをゲッターへと循環させガスの精製を行うことができる. ガスの流量は毎分約 5 l とした, およそ 2 時間で容器内のキセノンの量に相当するガスがゲッターを通過する流量である.

この純化システムの試験も兼ねて, ガス循環によるキセノン精製を行った. 純化の様子は先の実験で使用した α 線源の信号をモニターすることで確認できる.

図 5.9 に循環中の PMT による ADC スペクトルを示した.

結果として, ADC スペクトルには変化は見られなかった.

この方法では液体部分の不純物は液面から蒸発しなければゲッターを通らず, 流量に対して実際にゲッターに捕獲される量は少なかったという指摘が

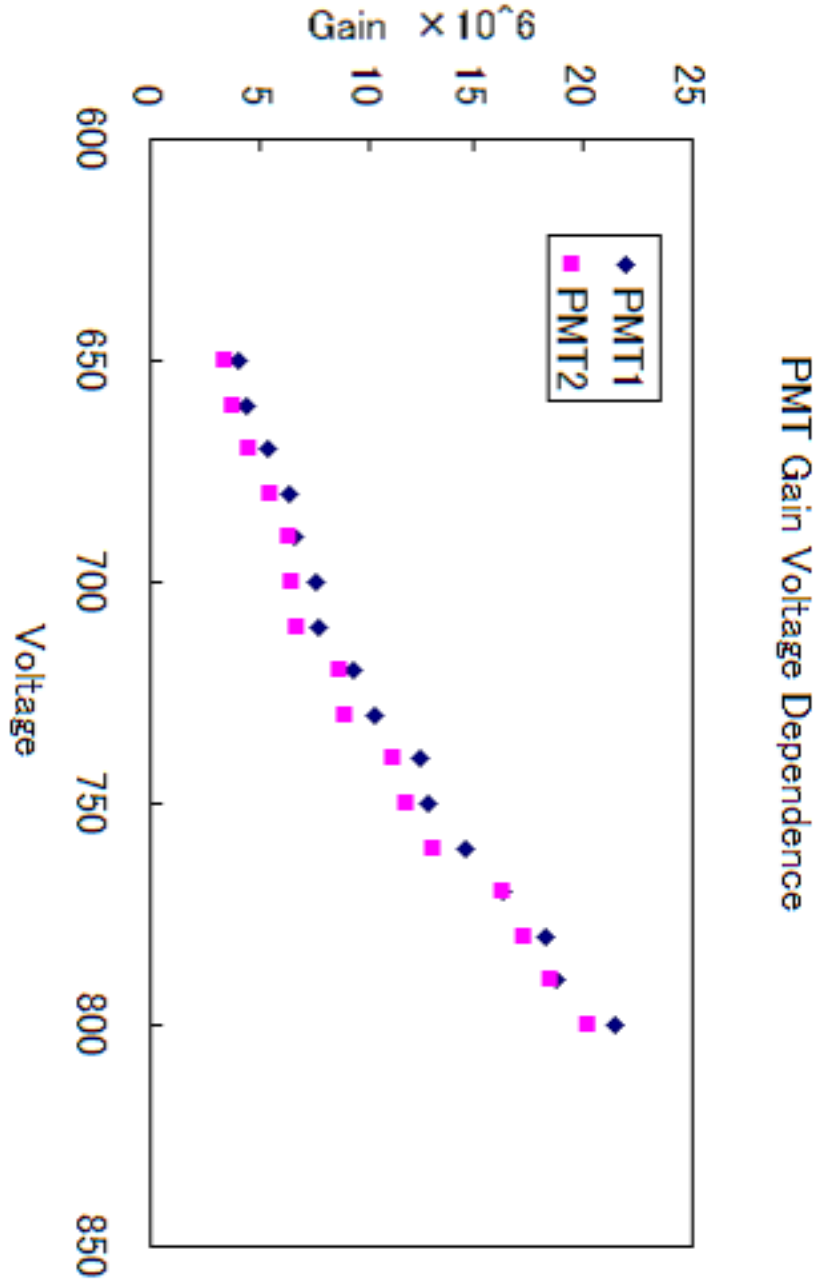

図 5.7: 測定された PMT の電圧依存性

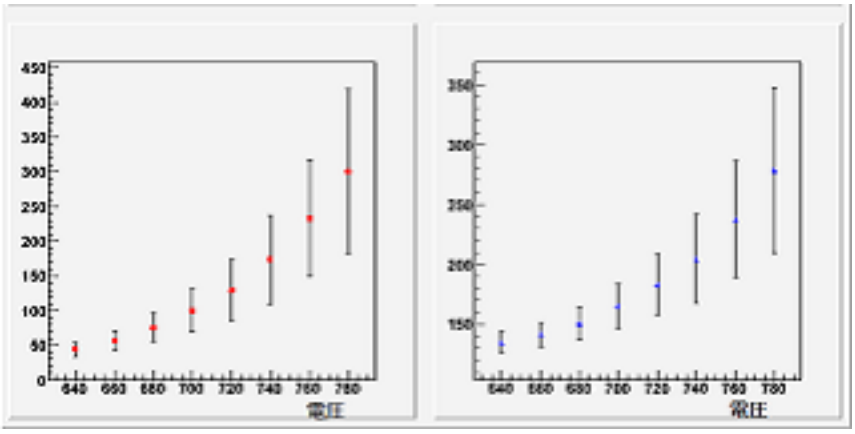

図 5.8: α 線源の測定結果

あった, その場合はさらに精製を続けれは徐々に光量が増加するのを確認できたかもしれない.

5.3.1 宇宙線信号の測定

純化試験に平行して TPC に電圧を掛け, パッドからの信号をキセノンチェンバー外に設置した ORTEC 142PC プリアンプで増幅しオシロスコープで観測していた.

測定中に宇宙線が TPC の極板間を通過すれば密度が 3.0 g/cm^3 の液体キセノン中を 1 cm 通過する分のエネルギーデポジットがあるので,

$$1.2\mathrm{MeVg}^{-}1\mathrm{cm}^3 \times 3\mathrm{gcm}^{-}3 \times 1\mathrm{cm} = 3.6\mathrm{MeV} \tag{5.8}$$

が, 液体キセノンに与えられ, 発生する電荷量は

$$3.6\mathrm{MeV}/15\mathrm{eV} \times 1.6 \times 10^{-19}\mathrm{C} = 3.8 \times 10^{-14}\mathrm{C} \tag{5.9}$$

である. これに 142PC アンプのゲインをかけると 260 mV の信号が検出できることになるが. オシロスコープ上ではノイズも激しくそれらしい波形を確認することはできなかった.

5.4 電荷信号の検出

PMT により光情報を検出できることは確認したので, 続いて私たちは TPC による電離電荷を検出するための実験を開始した. パッドからの電荷信号は数 fC のオーダーなので, パッドからのケーブルを長く取ることは得策ではな

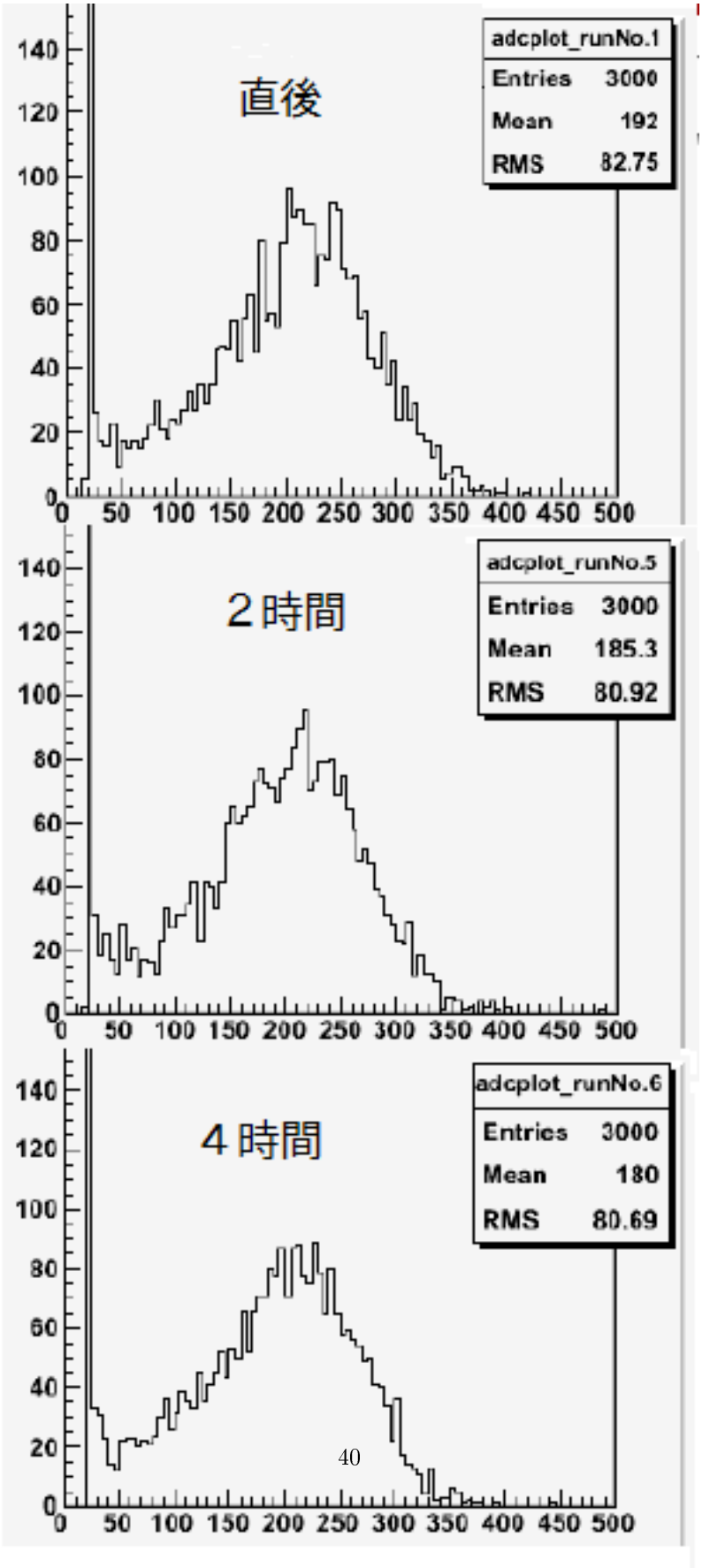

図 5.9: 純化中の ADC 分布の変化

い, 低温で動作するプリアンプ, AMP-TEK の A250 アンプが手に入ったので準備をした.

5.4.1 プリアンプ動作試験

プリアンプの動作試験として, 始めにテストボードに付属している TEST 端子へパルスを送った場合の出力波形を観測した, 図 5.10 はこのときのアンプへの入力と出力のオシロスコープ上での波形である.

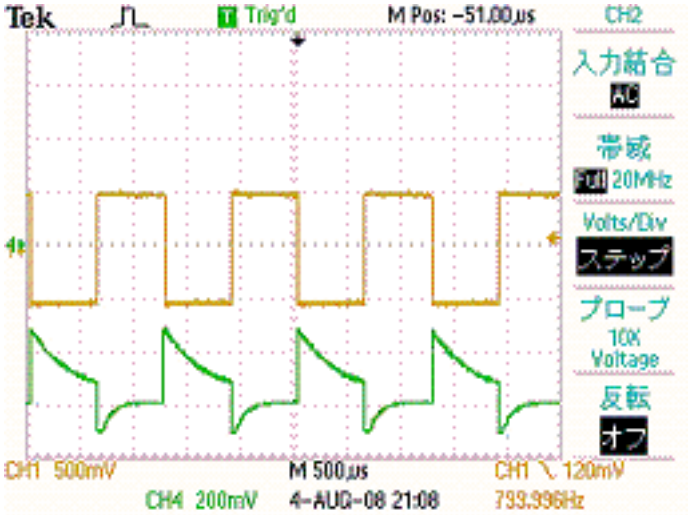

図 5.10: テストパルスによるプリアンプの応答

次に実際に信号を入力することになる端子とパッドをケーブルでつなぎ, パッドに電荷を誘導し発生した電荷を増幅できるかどうかの試験を行った. 図 5.11 のようにしてパッドに信号を送った.

図 5.12 はパッドとアンプを接続した時点で検出された雑音である, この雑音の原因はキセノンチェンバーの筐体がこのような周波数で電位が変動していることで, アンプのグラウンドが干渉を受けると分かった, チェンバーをアースすることで対処した. その後に観測できたパッドからプリアンプに送った信号の出力が図 5.13 である.

5.4.2 アンプと TPC の冷却

パッドからの信号をアンプは正しく増幅しているようなので, 液体キセノン中でも動作するかを確認する試験を行った. 図 5.14 のような TPC のセットにして冷却を開始した.

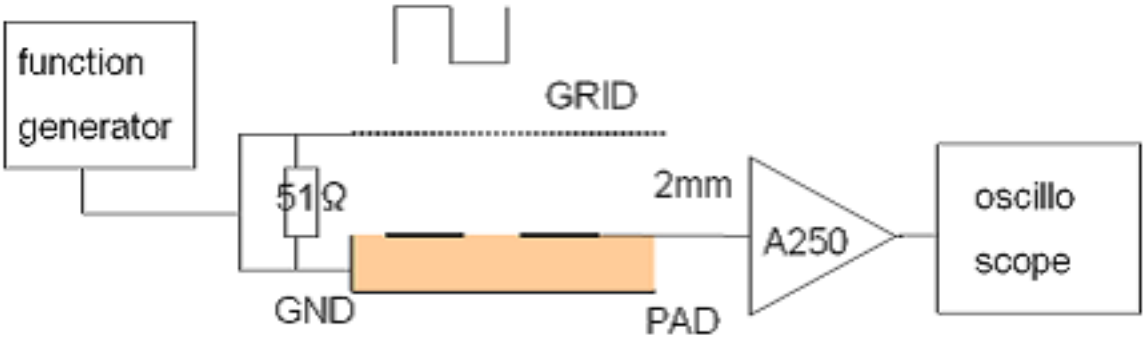

図 5.11: 電荷をパッドに誘導する試験

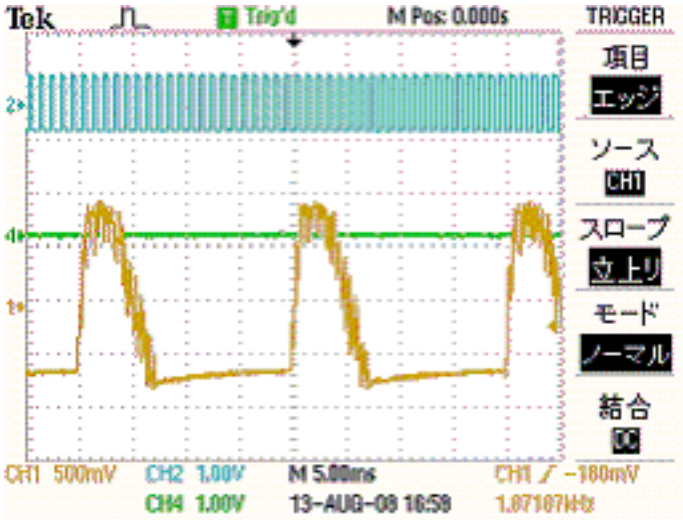

図 5.12: 50 Hz 雑音

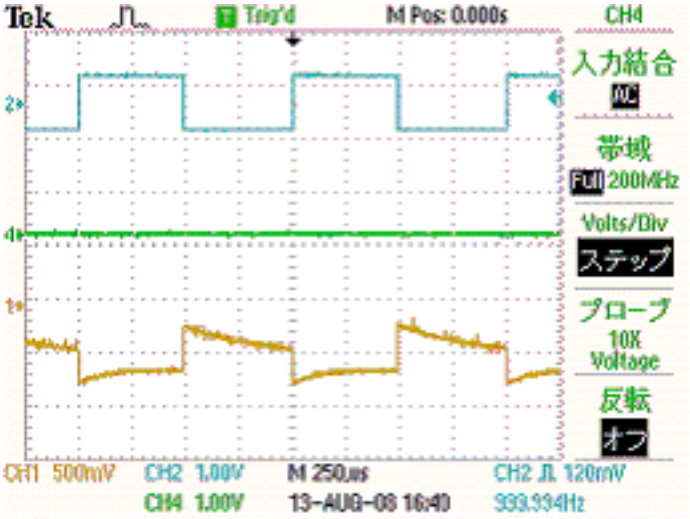

図 5.13: パッド電位を変動させたときのプリアンプ出力波形

液体キセノンが容器に溜まりプリアンプからの出力をオシロスコープで表示すると, 非常に大きなさまざまな周波数成分を持つノイズが確認され状況の確認を行った. 結果, 信号の検出は不可能と判断しこの回は, 冷却停止, キセノンを回収した. PMT はこのときも正常に動作していたようである.

このノイズがアンプが冷却されていることから発生しているのか確かめるため, 今度は TPC は容器に入れず, プリアンプにはテストパルスを送るモードでの試験を行った. この場合はノイズは非常に小さく, 2 mV 以下のレベルにありアンプの出力も室温での試験とほとんど変化無かった.

5.4.3 ノイズ対策, キセノン純化

その後, キセノンチェンバー内を元のセットに戻し, チェンバー内の配線の整理を行った. PMT の信号がプリアンプに電荷信号のような偽信号を送ることが発見されたのでプリアンプをより上方に取り付けるように変更した. また, TPC パッドとアンプを接続した状態で, 温度計や温度コントローラーのコネクターをチェンバーに差し込むことでアンプ出力に雑音が増加することが判明した. 外部の温度, 圧力モニター等の機器の電源配線の整理とアースの統一を行い, アンプの雑音を許容できる水準に下げることができた.

また, 使用していたグリッドの電子透過率について以前より不安があったためこれを取り除き, TPC をカソードとそこに貼り付けた線源, そして読み出しパッドのみという構成で再度冷却を開始. この回では液体が溜まってくるとプリアンプに 200 MHz の正弦波の雑音が現れ, 発振を起こしているように見えた. この段階でもまだ TPC の信号は確認できず, キセノンの純化ポン

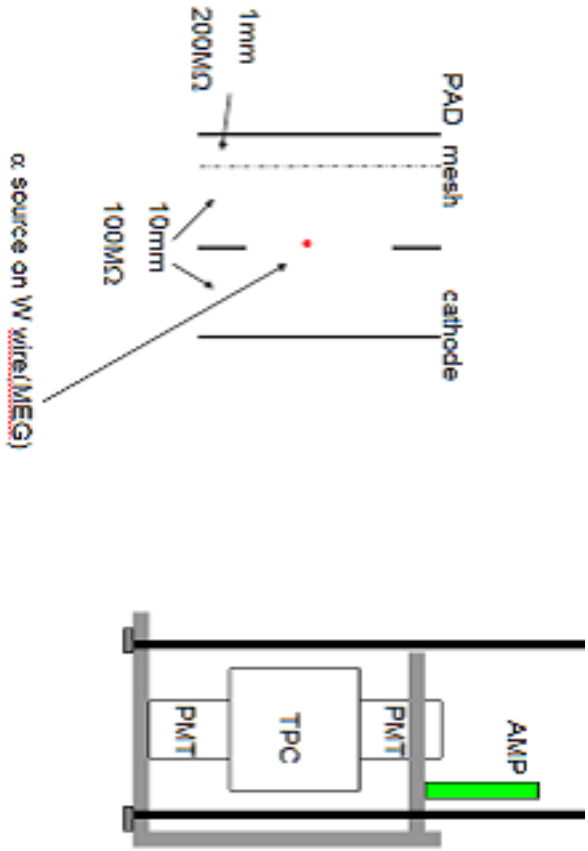

図 5.14: アンプを容器内に設置しての運転時の配置

プを起動し 2008 年年末にのべ 6 日間純化を続けたが, この状態でははっきりとした信号は出なかった.

しかし, 翌年冷却を停止しキセノンが気化した状態ではアルファ線の信号と見られる出力波形が確認された.5.15

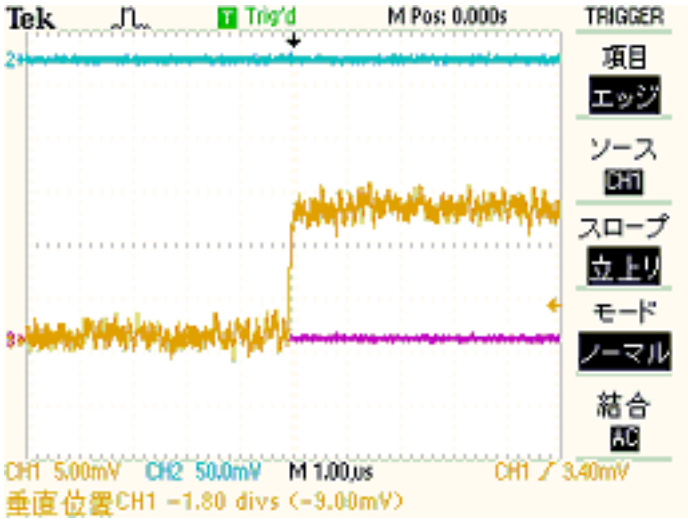

図 5.15: ガス状態で初めて検出された信号

5.4.4 装置の清浄化

液化された状態では信号が見えず, ガスでは見えることの理由として考えられたのはキセノンの純度による効果である. 液体と気体では W 値, 電子のドリフト速度では大きな差は無いが密度が大きく異なる (およそ 500 倍), 不純物の個数濃度も比例するはずなので電子の寿命はこれに反比例する.

チェンバー内部の各部品をエタノールに漬け, 超音波洗浄器で約 30 分洗浄した. 乾燥後元のように組みなおした. 容器内の配線はテフロンで被覆されたケーブルを使用し, 表面は清浄のはずだが表皮と金属編組の隙間から不純物が染み出すという指摘があったためにこれを撤去した.

また, アンプの発振は A250 チップが低温になったことと判断し, 入力 FET と帰還抵抗 (ガラス抵抗,100M Ω)・容量 (マイカコンデンサ,1pF) のみパッド付近にセットし, アンプ本体はチェンバー外とした.

現在液体中で電荷信号を検出するために運転が続けられている.

第6章　まとめ

6.1　結論

- 液体キセノンを使った PET 装置は現在流通している PET よりも優れた性能を持つと期待される.
- PET 装置の要素としての TPC についての基礎的な実験をしている.
- 液体キセノン中での PMT を使ったシンチレーション光は測定できる状態にある.
- しかし予想される光量と測定される光量に食い違いもみられる.
- TPC による電荷信号を確認するのに十分なノイズ状態にすることはできた.
- 現時点ではキセノンガス状態で電荷による信号が検出されている.
- 液体状態ではまだ電荷の信号を検出するには至っていない.

6.2　課題と展望

- シンチレーション光信号の大きさについて予想と異なる結果があり, キセノン純度が悪いと予想できるが, 低温時での PMT の量子効率, ゲイン測定についてもっと理解する必要がある.
- 他の研究グループの知識技術をもっと取り入れるべきかもしれない.
- 開発が進められている ASIC では現在使用しているものより優れた特性を持つと予想される.
- 当面の目標は液化した状態で電荷信号を検出することである. 検出できるようになると TPC の基本的性質について調べることができるようになる.
- ガス状態でも TPC としての性能を調べることはできるので追究する.

参考文献

[1] T.Doke, Scintillation of Liquid Xenon and Its Application to Nuclear Radiation Detectors, *IEEE Trans. Dielct. El. In.* **13**(2006) 640

[2] T.Haruyama, 液体キセノン検出器用小型パルス管冷凍機の開発, HEP news Vol.24 No.1 (2005) 4.5.6

[3] T.Mori et al.,*Search for $\mu \to e\gamma$ down to 10^{-14} branching ratio*, Research Proposal to PSI, May 1999

[4] E.April et al.,*The XENON dark matter search experiment*, *New Astron. Rev.* **49**(2005) 289

[5] 真木晶弘, 液体キセノン TPC-PET 次世代 PET 研究会プロシーディング, (2007)

[6] 株式会社 島津製作所 Web http://www.shimadzu.co.jp/

[7] G.F.Knoll 放射線計測ハンドブック第 3 版 日刊工業新聞社 (2001)

[8] L.S.Miller, S.Howe, W.E.Spear,*Phys. Rev.* **166**(1968) 871

[9] T.Doke,*NIM* **196**(1982) 87

[10] O.Nakayama T.Iguchi, PET 医薬品の製造と供給 *Jpn. J. Rad. Tech.* **62**(2006) Vol. 6,pp.778-780.

[11] 東北大学 薬学研究科 核薬学研究部 Web, http://kakuyaku.cyric.tohoku.ac.jp/Research/Research-j.html

[12] E.Tanaka, PET 画像の再構成法の現状と展望, **62**(2006) Vol. 62 pp.771-777

[13] H.shinohara K.Sakaguchi T.Hashimoto, Excel による画像再構成入門, 医療科学社

[14] T.Tsuda et al.,*Performance Evaluation of a Subset of Four-Layer LSO Detector for a Small Animal DOI PET Scanner: jPET-RD,IEEE Trans. Nuc. Sci.* **53**(2006)No.1

[15] N.Inadama et al.,*8-Layer DOI Encoding of 3-Dimensional Crystal Array ,IEEE Trans. Nuc. Sci.***53**(2006) No.5

[16] D.Fancher et al.,*PERFORMANCE OF A TIME-PROJECTION CHAMBER,Nuc. Inst. Meth.***161**(1979) pp.383-390

[17] J.P.Cussonneau et al.,*Nuclear medical imaging using* $\beta^+\gamma$ *coincidences from* ^{44}Sc *radio-nuclide with liquid xenon as detection medium,ARRONAX International Scientofic Committee* (2005)

[18] K.Giboni et al,*Compton Positron Emission Tomography with a Liquid Xenon Time Projection Chamber, J. Inst.* **2** P10001 (2007)

[19] 光電子増倍管 その基礎と応用, 浜松ホトニクス株式会社

[20] E.Conti et al.,*Correlated fluctuations between luminescence and ionization in liquid xenon,Phys. Rev.***B68**(2003) 54201

[21] E.April et al.,*Observation of anticorrelation between scintillationand ionization for MeV gamma rays in liquid xenon,Phys. Rev.***B76**(2007) 014115

[22] U.Beriotto et al.,*Electron Lifetime Measurement in a Liquid Xenon ionization Chamber with the Signal-shape Analysis Method,Nucl. Inst. Meth. Phys.A***335**(1993) 1-2 pp.338-340

謝辞

始めに指導教官である森俊則教授にはこの研究をする機会を頂き, また数々の貴重なご意見を下さったことに感謝いたします. KEK においての実験を全面的に主導していただいたのは田内利明氏です. 三原智氏には研究での指導のみならずさまざまなサポートをいただきました. 春山富義氏, 笠見勝裕氏には装置の作成, 運用で非常にお世話になりました, 感謝いたします. 真木晶弘氏, 田中秀治氏, 佐伯学行氏には研究における多くの貴重な意見を頂きました. 佐賀大学の東貴俊氏は KEK での研究生活をともにし, 多くのことを教えていただきました. 大谷航氏, 岩本敏幸氏にはポールシェラー研究所での研究とスイスでの生活で助けていただきました. 西口創氏, 澤田龍氏, 久松康子氏, 内山雄祐氏, 名取寛顕氏, 西村康弘氏ら先輩方, ならびに同期である白雪氏は実験を共にしいろいろな意見をいただき支えて下さいました. また, 米 Columbia 大の Karl Giboni 氏には経験者としての貴重なアドバイスをいくつも出して頂き, 実験をする上での参考になりました, 特別の感謝の意を表したいと思います. 最後に私を支え, 大学院で研究する機会をいただいた家族に感謝します.

ありがとうございました.