

UNIVERSITÉ DE SHERBROOKE
Faculté de génie
Département de génie électrique et de génie informatique

Conception d'un système d'acquisition de
données pour une matrice de photodiodes à
avalanche monophotonique conçue en
technologie CMOS 65 nm

Mémoire de maîtrise
Spécialité : génie électrique

Marc-Olivier Mercier

Jury : Réjean Fontaine (directeur)
Jean-François Pratte (co-directeur)
Frédéric Mailhot
Dominique Drouin

À ma femme Martine, ma mère Cécile, mon père Jean-Marc là-haut, mon frère et ma soeur Jean-Philippe et Marie-Hélène, mes beaux parents Mario et Marlène et tous ceux qui ont contribué positivement à la réussite de ce projet...

RÉSUMÉ

La détection de photons est au coeur de plusieurs domaines d'applications avec des besoins néanmoins différents. Il est de plus en plus nécessaire d'être en mesure de calculer le temps de vol entre le temps d'émission d'un photon et son temps d'arrivé. Les applications médicales, comme la tomographie d'émission par positrons et la tomographie optique diffuse, nécessitent également l'utilisation de détecteurs qui bénéficieraient grandement du calcul du temps de vol. Le projet de ce mémoire fait partie d'un projet de conception d'un circuit intégré à application spécifique conçu en technologie CMOS TSMC 65 nm (CIAS) comportant une matrice de photodiodes à avalanche monophotonique capables de détecter la présence d'un seul photon. Sa caractéristique principale est l'intégration d'un convertisseur temps numérique à l'intérieur de chaque pixel de la matrice. Cette caractéristique fait en sorte que chaque photon détecté par un pixel est associé à une estampe de temps. Un tel système peut générer une grande quantité de données. Ce mode de fonctionnement est appelé comptage monophotonique corrélé en temps ¹ (CMCT), outre ce mode de fonctionnement, la matrice est également en mesure de supporter un deuxième mode où on fait la somme des photons détectés, on parle du mode de comptage monophotonique non corrélé en temps (CMNCT). La solution proposée dans ce document consiste en un circuit de lecture de données ainsi qu'un système d'acquisition de données pour gérer le flux de données générées par cette matrice. La première partie du circuit de lecture de données dans le CIAS se trouve à l'intérieur d'un pixel qui mesure environ $25 \times 25 \mu m^2$ et qui fait l'interface avec le convertisseur temps numérique. La seconde partie gère la communication entre les pixels et le monde externe au CIAS. Un système d'acquisition de données externe au CIAS, conçu dans une matrice de portes programmables (MPP), permet d'interfacer avec le circuit de la matrice, de synchroniser, recevoir les données et transmettre des commandes. Il communique également avec une interface usager graphique (IUG) qui permet de contrôler et d'automatiser les tests de caractérisation. Les débits de transmission sont de 6M événements/s (mode CMCT) et de 12,5M événements/s (mode CMNCT) pour le lien CIAS-MPP et de 20k événements/s (mode CMCT) et de 41k événements/s (CMNCT) pour le lien MPP-IUG.

Mots-clés : Photodétecteurs, convertisseur temps numérique, PAMP, circuit de lecture de données, système d'acquisition de données, électronique 3D, comptage monophotonique corrélé/non corrélé en temps

¹Il est à noter que la signification du terme utilisé dans ce mémoire ne correspond pas à son équivalent anglais *TCSPC*. Ici, les estampes de temps corrélées en temps le sont selon le signal d'horloge et le compteur interne au CIAS. Toute distinction entre synchrone et asynchrone n'est pas considérée puisque celle-ci serait traitée par le système haut niveau, pas au niveau du détecteur présenté dans ce document.

REMERCIEMENTS

Ma maîtrise est sans nul doute ma meilleure expérience scolaire. Cette aventure m'a permis de rencontrer des gens extraordinaires ainsi que d'approfondir mes connaissances dans le domaine de la microélectronique. Ceci n'aurait jamais été possible sans la confiance de mes codirecteurs de recherche Réjean Fontaine et Jean-François Pratte. Je ne vous remercierai jamais assez de m'avoir donné la chance de faire partie de votre équipe et de faire ma maîtrise au sein de votre équipe. Réjean, ta patience et ton calme sont une inspiration, tu sais toujours poser les bonnes questions pour nous amener à trouver les bonnes réponses par nous même. Jean-François, ton authenticité et ton enthousiasme sont contagieux. Ta passion pour ton domaine de recherche ne fait aucun doute et est vraiment contagieuse. Vous avez manifestement formé, ni plus ni moins, le professionnel que je suis devenu.

Je ne pourrais pas oublier mes deux collègues de projet, Frédéric Nolet et Nicolas Roy. Je ne peux pas imaginer de meilleures personnes avec qui faire cette maîtrise. Tout sujet pouvait être à l'ordre du jour et bien sûr, toute discussion finit inévitablement comme une recherche sur Wikipédia... sur la Deuxième Guerre mondiale. Je tiens à m'excuser pour toutes ces heures de dîner où je suis resté à mon bureau malgré vos objections. Je suis content que vous ayez ma santé à coeur! Frédéric, ce fut toujours plaisant d'avoir ton opinion éclairée sur tous les sujets possibles, tu as réellement tout pour devenir professeur d'Université avec ta compréhension naturellement rapide de tous les sujets. Comme pour Réjean, tu sais poser les bonnes questions. À mon voisin de bureau, Nicolas, outre ton sourire contagieux, tu es une des personnes les plus professionnelles que j'ai côtoyée. On est sûr d'avoir une présentation parfaite une fois qu'on a passé par tes commentaires... même pour les images, on n'est pas tous des pros du Photoshop! Je te souhaite tout le bonheur du monde avec ta petite famille, qui ma foi ne cesse de grandir! Merci à Frédéric Dubois, ton aide lors des tests et ta participation à nos discussions de conception, la continuité du projet est assurée! Merci à Samuel Parent pour ton aide lors de la réception de la puce de test, on n'aurait sûrement pas pu tester sans ton aide. Merci à Marc-André Tétrault et à Louis Arpin pour votre aide durant le projet par le partage de vos connaissances.

Merci également à ma femme, Martine pour sa patience et son soutien au cours des ces trois années... et plus où j'ai travaillé des heures que je n'ose pas compter. Je n'aurais jamais réussi sans toi.

TABLE DES MATIÈRES

1	INTRODUCTION	3
1.1	Objectifs	5
1.2	Plan du mémoire	5
2	DÉTECTION DE PHOTONS	7
2.1	Mode de comptage de photons	7
2.1.1	Comptage monophotonique corrélé en temps	7
2.1.2	Comptage monophotonique non corrélé en temps	8
2.2	Détection et localisation par la lumière	8
2.2.1	Performances temporelle et spatiale	9
2.3	Imagerie médicale	9
2.3.1	La tomographie d'émission par positrons	10
2.3.2	La tomographie optique diffuse	11
2.3.3	Méthodes d'excitation	13
3	SYSTÈME DE DÉTECTION DE PHOTONS	15
3.1	Photodétecteurs	15
3.1.1	Tubes photomultiplicateurs	15
3.1.2	Capteurs à dispositif de transfert de charge	16
3.1.3	Photodétecteurs à base de silicium	17
3.2	Circuit d'étouffement	20
3.3	Convertisseur temps numérique	20
3.3.1	Implémentation sur matrices de portes programmables	21
3.3.2	Convertisseur temps numérique conçu sur circuit intégré à application spécifique	21
3.3.3	Conclusion	21
3.4	Circuit de lecture de données	22
3.4.1	Communication en cascade	22
3.4.2	Communication par protocole	23
3.4.3	Communication par jeton	24
3.4.4	Conclusion	24
3.5	Conclusion	25
4	ARCHITECTURE DU CIRCUIT DE LECTURE	27
4.1	Analyse des besoins et du fonctionnement	27
4.2	Conception du circuit de lecture numérique	28
4.2.1	Modélisation des circuits analogiques du pixel	28
4.2.2	Conception du circuit de traitement du pixel	28
4.2.3	Conception du circuit de lecture de colonne	30
4.2.4	Conception du circuit de lecture de la matrice	31
4.2.5	Circuit de transmission des données	32

4.2.6	Circuit de réception des commandes	33
4.3	Traduction du circuit numérique	34
4.3.1	Automatisation du flot de conception	34
4.3.2	Transfert au niveau des registres	34
4.3.3	Placement et routage	35
4.3.4	Intégration avec l'outil de conception analogique	35
4.4	Vérification et validation des circuits	35
4.5	Conclusion	36
5	ARCHITECTURE DU SYSTÈME D'ACQUISITION DE DONNÉES	37
5.1	Besoin matériel	37
5.1.1	Carte de développement avec matrice de portes programmables . .	37
5.1.2	Carte d'interface du circuit intégré	38
5.1.3	Générateur de délais	38
5.2	Conception du système d'acquisition	38
5.2.1	Réception, traitement et transmission des données des matrices . .	39
5.2.2	Transmission et traitement des commandes	40
5.3	Logiciel de contrôle et d'analyse de données	40
5.3.1	Matrices mixte et numérique	40
5.3.2	Convertisseur temps numérique	41
5.3.3	Circuit d'étouffement	42
5.4	Conclusion	43
6	RÉSULTATS EXPÉRIMENTAUX	45
6.1	Synchronisation de la communication SAD-CIAS	45
6.2	Résultats et discussion	46
6.2.1	Matrice numérique	47
6.2.2	Matrice mixte	48
6.2.3	Discussion	50
6.2.4	Débits de communication	51
6.3	Conclusion	51
7	CONCLUSION	53
	LISTE DES RÉFÉRENCES	55

LISTE DES FIGURES

1.1	Historique de l'imagerie médicale au GRAMS	4
2.1	Spectre électromagnétique [26]	8
2.2	Fonctionnement du LIDAR [44]	9
2.3	Fonctionnement d'un scanner TEP [33]	10
2.4	Principe de fonctionnement d'un scintillateur couplé à une matrice de photodétecteurs [33]	11
2.5	Réponse optique d'un scintillateur [67]	12
2.6	Exemple de système TOD [70]	12
2.7	Trois types d'imagerie en TOD [10]	13
3.1	Fonctionnement d'un tube photomultiplicateur [12]	16
3.2	Pixel d'un capteur DTC	17
3.3	Capteur DTC vs capteur CMOS [11]	17
3.4	Gain d'une PDA et d'une PAMP [36]	18
3.5	Tension d'opération d'une PDA [59]	18
3.6	Vue en coupe d'une jonction PN [23]	19
3.7	Circuit typique d'étouffement passif [14]	20
3.8	Circuit typique d'étouffement actif [14]	20
3.9	Fonctionnement d'un CLD en cascade	23
3.10	Fonctionnement d'un CLD par protocole	23
3.11	Fonctionnement d'un CLD par jeton	24
4.1	Pixel mixte vs numérique	27
4.2	Circuit de traitement du pixel en mode CMCT	29
4.3	Circuit de traitement du pixel en mode CMNCT	30
4.4	Circuit de traitement de colonne en mode CMCT	30
4.5	Circuit de traitement de colonne en mode CMNCT	31
4.6	Circuit de traitement de matrice en mode CMCT	32
4.7	Circuit de traitement de matrice en mode CMNCT	32
4.8	Circuit de transmission	33
4.9	Circuit de réception	34
5.1	Carte d'acquisition en vert et carte d'interfaçage du circuit intégré en noir	37
5.2	Berkeley Model 745	38
5.3	Schéma du système complet depuis le CIAS jusqu'au logiciel informatique	39
5.4	Interface graphique pour le contrôle des matrices	41
5.5	Interface graphique pour le contrôle du CTN	42
5.6	Interface graphique pour le contrôle du CE	42
6.1	Circuit intégré à application spécifique contenant les deux matrices	45
6.2	Matrice numérique en mode CMNCT après synchronisation	46

6.3	Nombre d'événements reçus en mode CMNCT avec la matrice numérique .	47
6.4	Nombre d'événements reçus en mode CMNCT avec la matrice numérique, 2 rangées activées	48
6.5	Nombre de données reçues par pixels en mode CMCT avec 5 rangées désac- tivées	49
6.6	Nombre de données reçu par pixels en mode CMCT avec 6 rangées désactivées	49
6.7	Nombre d'événements reçu avec la matrice mixte en mode CMNCT	50
6.8	Nombre d'impulsions reçu avec la matrice mixte en mode CMNCT	50

LISTE DES ACRONYMES

Acronyme	Définition
CdA	Carte d'acquisition
CIAS	Circuit intégré à application spécifique (terme anglais <i>ASIC</i>)
CIMS	Centre d'imagerie médicale de Sherbrooke
CLD	Circuit de lecture de données
CLM	Circuit de lecture de matrice
CMCT	Comptage monophotonique corrélé en temps
CMNCT	Comptage monophotonique non corrélé en temps
CMOS	Semi-conducteur à oxyde de métal complémentaire
CTN	Convertisseur temps numérique (terme anglais <i>TDC</i>)
DTC	Dispositif à transfert de charges (terme anglais <i>CCD</i>)
FDG	Fluorodéoxyglucose
GRAMS	Groupe de recherche en appareillage médicale de Sherbrooke
ICV	Interconnexion verticale (terme anglais <i>TSV</i>)
IRM	Imagerie par résonance magnétique
IUG	Interface usager graphique (terme anglais <i>GUI</i>)
LIDAR	Détection et localisation par la lumière
MEVS	Mémoire vive dynamique (terme anglais <i>RAM</i>)
MOS	Semi-conducteur à oxyde de métal
MPP	Matrice de portes programmables (terme anglais <i>FPGA</i>)
PAMP	Photodiode à avalanche monophotonique (terme anglais <i>SPAD</i>)
PDA	Photodiode à avalanche (terme anglais <i>APD</i>)
PEPS	Premier entré premier sortie (terme anglais <i>FIFO</i>)
PMSi	Photomultiplicateur sur silicium (terme anglais <i>SiPM</i>)
PTT	Procédé, tension et température
SAD	Système d'acquisition de données (terme anglais <i>DAQ</i>)
SDBT	Signalisation différentielle basse tension (terme anglais <i>LVDS</i>)
TCO	Taux de comptage en obscurité
TdV	Temps de vol
TEP	Tomographie d'émission par positron
TOD	Tomographie optique diffuse
TPM	Tube photomultiplicateur

LISTE DES TABLEAUX

4.1	Données de réception	28
4.2	Commandes de configuration du CLD	33
6.1	Données de réception	51

CHAPITRE 1

INTRODUCTION

Le Groupe de recherche en appareillage médical de l'Université de Sherbrooke (GRAMS) en collaboration avec le Centre d'imagerie moléculaire de Sherbrooke (CIMS) travaillent depuis plusieurs années à la conception et l'amélioration de leur scanner préclinique de tomographie d'émission par positrons (TEP), le LabPET. Leur premier scanner commun, le LabPET I, a été conçu avec des photodiodes avalanche. Le but était de visualiser les mêmes détails chez le rat que ceux observés chez l'humain. La deuxième itération du scanner, le LabPET II, vise les mêmes objectifs, mais pour la souris. Pour y arriver, une résolution spatiale submillimétrique avoisinant la limite physique du déplacement du positron est requise. Ce défi a exigé de passer de la photodiode unique à une matrice de photodiodes, une étape complexe. Le prochain jalon d'amélioration pour la famille de scanners LabPET est celui du ratio contraste-bruit qui améliorerait la qualité de l'image par l'introduction de la mesure du temps de vol (TdV) des photons d'annihilation dans les algorithmes de génération d'image. Ceci demande un nouveau type de photodétecteur.

Une équipe de concepteurs électroniques s'affaire actuellement au développement d'une nouvelle technologie capable d'atteindre les spécifications requises pour le calcul du TdV. Le groupe a opté pour l'utilisation de photodiodes à avalanche monophotonique (PAMP) également appelée photodiode à avalanche (PDA) opérée en mode non linéaire : le mode *Geiger*. Cette photodiode peut détecter un photon unique grâce à son extrême sensibilité photonique.

Dans l'optique de démontrer les performances possibles des PAMP pour la TEP, le GRAMS 3D a démarré le projet Tezzaron 3D. Ce projet consistait à la conception d'une matrice de PAMP superposée à ses circuits de contrôle grâce à la technique d'électronique en trois dimensions. Étant le premier projet en 3D du groupe, voire canadien, le défi était immense. Quatre grandes sections faisaient partie de ce projet : les PAMP, le circuit d'étouffement (CE), le convertisseur temps numérique (CTN) ainsi que le circuit de traitement numérique. Ce projet permettait d'attribuer une estampe de temps à des événements provenant de la matrice. Ces événements étaient par la suite analysés par les circuits numériques. Ce projet a permis de valider le fonctionnement d'une matrice de PAMP superposée en 3D avec l'électronique de contrôle.

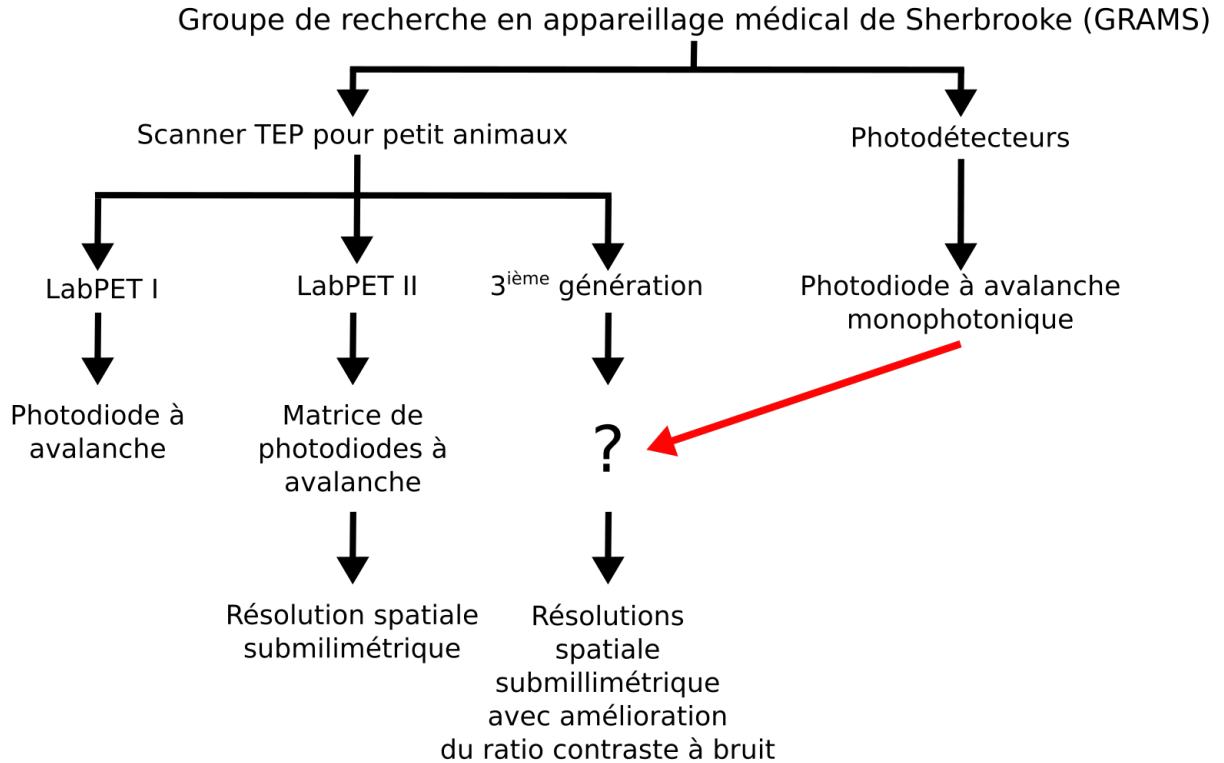


Figure 1.1 Historique de l'imagerie médicale au GRAMS

Cependant, ce système était limité à ne générer qu'une seule estampe temporelle pour la matrice. Une nouvelle itération de cette approche était donc nécessaire afin d'implanter un CTN pour chaque PAMP et d'attribuer une estampe individuelle à chaque PAMP tout en permettant de fonctionner dans un second mode soit la comptabilisation du nombre de photons détectés. Pour inclure plus de fonctionnalités dans de plus petits espaces, la technologie TSMC CMOS 65 nm a été choisie pour concevoir ce nouveau circuit, ce qui amène à la question de recherche de ce mémoire :

Dans un système où il doit être possible de collecter les données provenant d'une matrice de pixel contenant chacun un CTN pouvant opérer en deux modes différents, comment concevoir un circuit de lecture en technologie TSMC CMOS 65 nm et un système d'acquisition de données permettant de discriminer la provenance de chaque estampe tout en optimisant la taille du circuit intégré ?

1.1 Objectifs

Les objectifs requis pour répondre à la question de recherche sont les suivants :

- Prendre en charge deux modes de fonctionnement pour le comptage de photons
 - Corrélés en temps avec estampe provenant du CTN
 - Calcul du nombre de photons pour une durée de temps déterminée
- Désactivation des pixels défectueux
- Transmission/réception à 250 Mbits par secondes
- Optimisation des données de l'information transmise
- Lecture rapide de l'entièreté de la matrice

1.2 Plan du mémoire

Le chapitre 2 de ce mémoire fera un parcours des applications bénéficiant de détecteurs monophotoniques. Le chapitre 3 fera l'état de l'art des circuits réalisés dans l'ensemble du projet. Les chapitres 4 et 5 présenteront l'architecture choisie pour répondre à la question et aux objectifs de ce projet de recherche. Dans un premier temps, il sera question de la partie à l'intérieur du circuit intégré à application spécifique (CIAS) et en second temps, la partie externe constituant le système d'acquisition de données et l'interface de contrôle. Le chapitre 6 présentera les résultats expérimentaux lors des tests du circuit et le chapitre 7 conclura le mémoire en faisant une rétrospective du projet en résumant la contribution sur l'avancement de la technologie des photodétecteurs.

CHAPITRE 2

DÉTECTION DE PHOTONS

Les photons construisent le monde que nous voyons. Ils nous permettent de détecter la présence d'objets, déterminer leur taille, leur température, etc. Depuis le début de la science, la lumière a fasciné les scientifiques, d'Aristote à Einstein en passant par le danois Ole Christensen Rømer qui a réussi à estimer la vitesse de la lumière en 1676 basé sur des principes d'astronomie. Par la suite, les équations de Maxwell ont permis de calculer plus précisément la vitesse de la lumière. Grâce à ces découvertes, il est maintenant possible de situer dans le temps et l'espace des événements en se basant sur leurs lumières émises ou réfléchies.

Plusieurs applications utilisent aujourd'hui les caractéristiques de la lumière que ce soit en photographie, en astronomie, en sécurité, etc. Ce chapitre abordera deux domaines d'applications qui nécessitent la détection de photons : l'imagerie médicale et la détection et localisation par la lumière (LIDAR). Dans un premier temps, deux modes de comptage de photons pour ces deux domaines seront abordés.

2.1 Mode de comptage de photons

2.1.1 Comptage monophotonique corrélé en temps

Les RADARS, comme ceux utilisés pour détecter la vitesse des voitures sur la route, utilisent le calcul du temps de vol (TdV) d'une pulsation électromagnétique. Lorsque transporté dans le domaine photonique, ce principe relève du mode de comptage monophotonique corrélé en temps (CMCT)¹. Il consiste à attribuer une estampe de temps à un événement photonique [16, 19, 63] et permet de calculer le TdV des photons. En astronomie, tout comme en localisation, le calcul du TdV permet de connaître la distance des objets et leur taille. Afin de fournir une estampe de temps, les circuits CMCT nécessitent des convertisseurs temps numérique (CTN) discuté ultérieurement dans le chapitre 3. Plusieurs applications dans le domaine médical bénéficient de ce mode et seront discutées dans la section suivante.

¹Il est à noter que la signification du terme utilisé dans ce mémoire ne correspond pas à son équivalent anglais *TCSPC*. Ici, les estampes de temps corrélées en temps le sont selon le signal d'horloge et le compteur interne au CIAS. Toute distinction entre synchrone et asynchrone n'est pas considérée puisque celle-ci serait traitée par le système haut niveau, pas au niveau du détecteur présenté dans ce document.

2.1.2 Comptage monophotonique non corrélé en temps

L'écran de certains appareils électroniques ajuste automatiquement leur intensité selon la luminosité ambiante. Dans le domaine monophotonique, cette intensité est évaluée avec le mode de comptage monophotonique non corrélé en temps (CMNCT). Ce mode a pour but de compter le nombre de photons reçus sans se soucier de leurs estampes temporelles [61]. Il permet de connaître la quantité de photons émis par une source lumineuse pour une période de temps donnée. Cette intensité est souvent traduite par la puissance de la source. Le CMNCT est utilisé pour des applications comme la photographie ou la tomodensitométrie où il est nécessaire de calculer la densité de photons reçus pour générer une image.

2.2 Détection et localisation par la lumière

La détection et localisation par la lumière (LIDAR) est une méthode d'évaluation des distances à l'aide d'un faisceau lumineux où dans la plupart des applications, un laser est utilisé [13]. Le principe de fonctionnement est très similaire à celui d'un RADAR. Cependant, il utilise les ondes infrarouges, visibles et ultraviolettes du spectre électromagnétique plutôt que des ondes radio (figure 2.1). Ces ondes sont plus courtes et permettent d'obtenir une plus grande sensibilité [46].

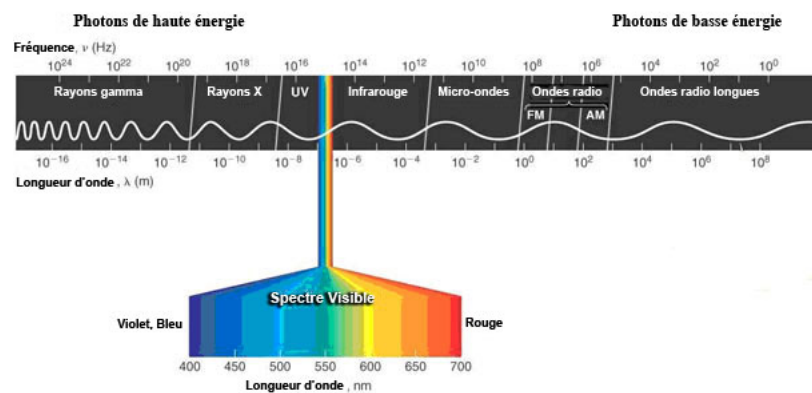


Figure 2.1 Spectre électromagnétique [26]

Dans cette application, une source émet un rayon lumineux qui sera rétrodiffusé par divers obstacles (figure 2.2). Un télescope recueille ces ondes afin de les analyser. Les informations pouvant en être extraites sont la distance de l'objet ainsi que sa nature [64]. La distance s'évalue en calculant le temps entre l'émission et la réception du faisceau lumineux selon : [17, 28].

$$Distance = \frac{\Delta_t \times c}{2} \quad (2.1)$$

$$(2.2)$$

où Δ_t correspond au temps de vol du faisceau lumineux et c la vitesse de la lumière.

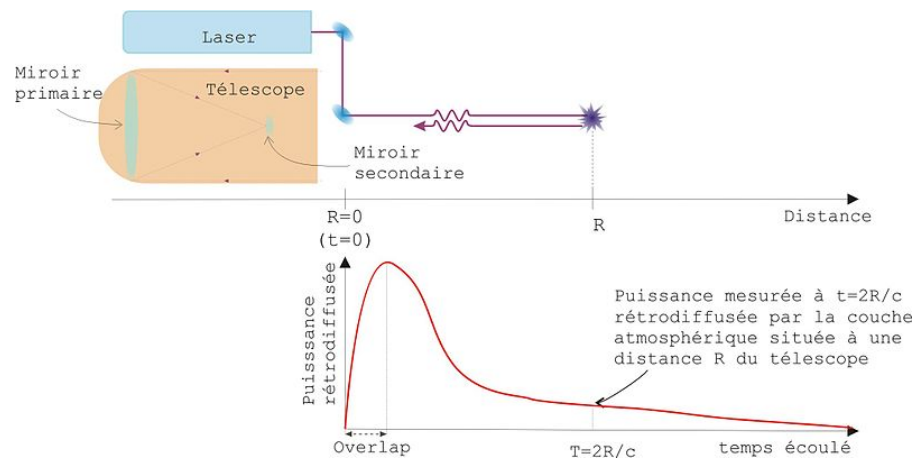


Figure 2.2 Fonctionnement du LIDAR [44]

2.2.1 Performances temporelle et spatiale

L'aspect déterminant des performances d'un LIDAR est sa résolution temporelle. La précision du calcul du temps de vol a un impact direct sur la qualité de l'image. Les photodétecteurs utilisés doivent donc être optimisés pour le mode CMCT. Afin d'améliorer la résolution spatiale d'un LIDAR, les caméras doivent être plus précises pour améliorer la détection de l'angle de retour du laser. En augmentant la densité de photodétecteurs dans la matrice, on permet de discriminer davantage l'angle de retour et ainsi améliorer la qualité de l'image du système LIDAR.

2.3 Imagerie médicale

L'imagerie médicale est un domaine très actif pour la recherche sur la détection de photons dont elle est très souvent basée, que ce soit en tomographie d'émission par positrons (TEP), en tomographie optique diffuse (TOD) ou en tomodensitométrie pour ne citer que ceux-ci. Afin d'améliorer les performances de ces outils médicaux, de nombreuses recherches tentent d'améliorer chaque partie de ces scanners, en particulier les photodétecteurs qui sont leur

source de données. Dans cette section, il sera question de deux applications particulières, la TEP et la TOD.

2.3.1 La tomographie d'émission par positrons

La TEP est une méthode d'imagerie médicale qui permet de localiser et quantifier la distribution d'un traceur radioactif dans un sujet [4]. Ce traceur possède la particularité de cibler certains tissus ou cellules [22]. Pour la détection des cellules cancéreuses, le fluorodéoxyglucose (FDG) est le traceur par excellence puisque les cellules cancéreuses ont la particularité de consommer davantage de glucose qu'une cellule normale [45]. De façon plus précise, une image TEP du FDG permet de localiser et quantifier la distribution et l'intensité de ce *métabolisme* et ainsi détecter les cellules potentiellement cancéreuses.

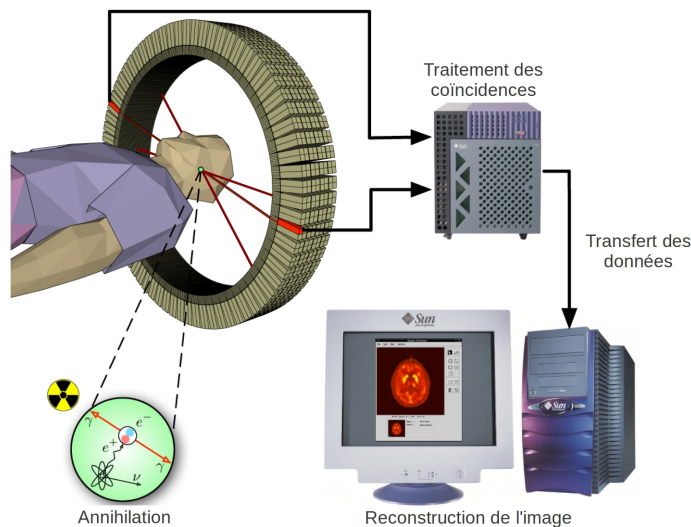


Figure 2.3 Fonctionnement d'un scanner TEP [33]

La TEP utilise la particularité d'émission β^+ [56] de certains radioisotopes tels que le carbone 11, l'azote 13 et le fluor 18. L'émission β^+ correspond à l'antiparticule de l'électron appelé positron. Lorsque celui-ci est émis, il parcourra une faible distance avant de s'annihiler avec un électron du milieu, générant ainsi deux photons de hautes énergies (511 keV) en direction opposée [55] (figure 2.3). La détection de ces deux photons est appelée *coïncidence* et en les accumulant, il est possible de localiser la source d'émission [22].

Un engin de coïncidence apparie les événements simples détectés dans une fenêtre temporelle (figure 2.3) afin de circonscrire l'emplacement des annihilations dans un tube de réponse formé par les pixels de la caméra [57]. Cependant, pour détecter des photons ayant une aussi grande énergie (511 keV), il faut utiliser des scintillateurs constitués de maté-

riaux denses qui permettent d'absorber les photons de hautes énergies et de réémettre une lumière visible proportionnelle à l'énergie absorbée (figure 2.4) [8, 35].

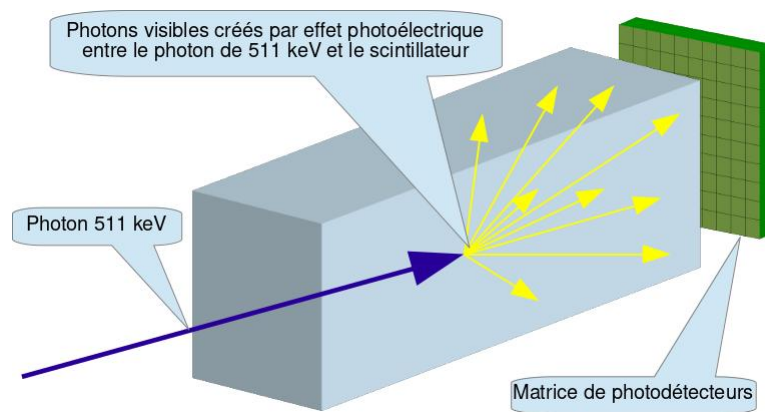


Figure 2.4 Principe de fonctionnement d'un scintillateur couplé à une matrice de photodétecteurs [33]

Performances temporelles et spectroscopiques

La photodétection constitue la base de la TEP, car elle détermine ses performances en résolution temporelle et en énergie. Pour améliorer les performances spectroscopiques, il doit mesurer avec précision le nombre de photons générés par le scintillateur (figure 2.5), il s'agit donc d'un mode CMNCT. Ce nombre permet de calculer l'énergie du photon absorbé par le scintillateur et ainsi déterminer s'il s'agit d'un photon ayant déposé entièrement ses 511 keV ou d'une diffusion Compton. Pour la résolution temporelle, il doit mesurer le temps d'arrivée des premiers photons de la réponse du scintillateur (zone agrandie de la figure 2.5). Un mode CMCT avec des photodétecteurs très précis doit être utilisé pour améliorer la résolution temporelle et ainsi permettre un meilleur pairage des photons d'annihilations, de diminuer la fraction de faux pairage et donc d'améliorer le contraste de l'image.

2.3.2 La tomographie optique diffuse

La TOD est un autre mode d'imagerie médicale qui croit en importance depuis les 20 dernières années. La raison majeure est qu'elle est non ionisante et qu'elle n'a pas besoin d'installations majeures comme la TEP. Cependant, le caractère absorbant et diffusant des tissus rend la reconstruction d'images plus ardue. Il existe trois types de TOD, classique, par fluorescence et par bioluminescence. Les trois peuvent être utilisés de manière non invasive, c'est-à-dire sans avoir à injecter un produit dans un sujet. Le mode de fonctionnement de la TOD commence par l'illumination du sujet avec un laser, on mesure par la suite les coefficients d'absorption et de diffusion dans le cas de la TOD intrinsèque ou de

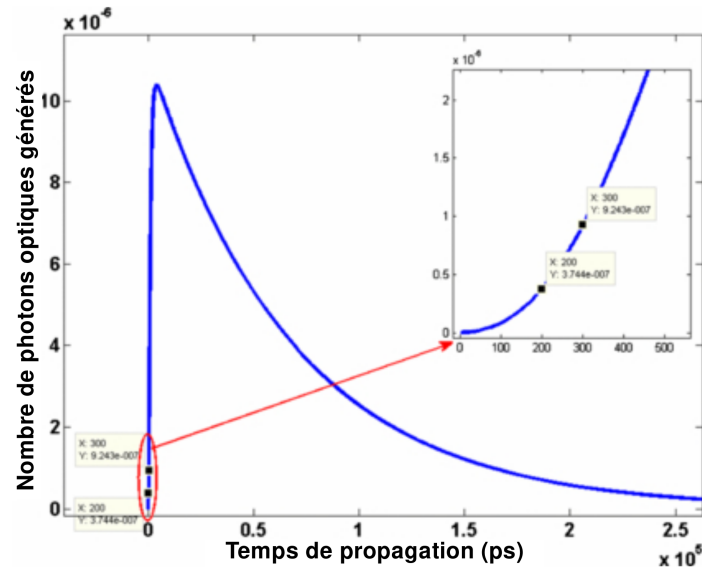


Figure 2.5 Réponse optique d'un scintillateur [67]

la présence de traceurs fluorescents préalablement injectés dans le sujet dans le cas de la TOD par fluorescence (figure 2.6). Des photodétecteurs présents autour du patient captent la lumière diffusée. Un système de traitement analyse ensuite la densité lumineuse afin de reconstruire une image biologique du sujet.

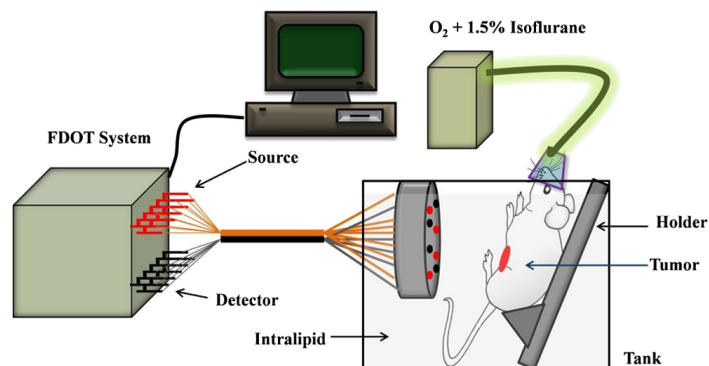


Figure 2.6 Exemple de système TOD [70]

2.3.3 Méthodes d'excitation

Il existe trois manières d'exciter les tissus : continue, fréquentielle et temporelle. Lors d'une excitation lumineuse en continu, on illumine le milieu et on mesure la lumière fluorescente générée. Pour l'excitation fréquentielle, la source lumineuse est modulée en amplitude à une fréquence choisie et les mesures sont réalisées sur le déphasage et la démodulation des signaux traversant le milieu. Finalement, l'excitation temporelle se fait à l'aide de pulses lumineux très courts. En traversant le milieu, les pulses s'élargissent ce qui permet d'en calculer la réponse temporelle.

TOD classique

La TOD se base sur la propriété d'absorption de la lumière de certains tissus biologiques. Elle illumine le sujet à l'aide d'un laser et détecte à l'aide de photodétecteurs la lumière diffusée (figure 2.7a[10]). L'image est formée à l'aide des différences de densité lumineuse. Ce type de TOD est surtout utilisé chez l'être humain pour détecter les tumeurs cancéreuses. Puisque les tumeurs sont des structures biologiques fortement vascularisées, leurs propriétés d'absorption se différencient par rapport à celles des tissus normaux [10, 32]. La TOD classique mesure la différence d'absorption et permet de localiser les tissus potentiellement cancéreux. Cependant, elle ne permet pas d'analyser les processus biologiques.

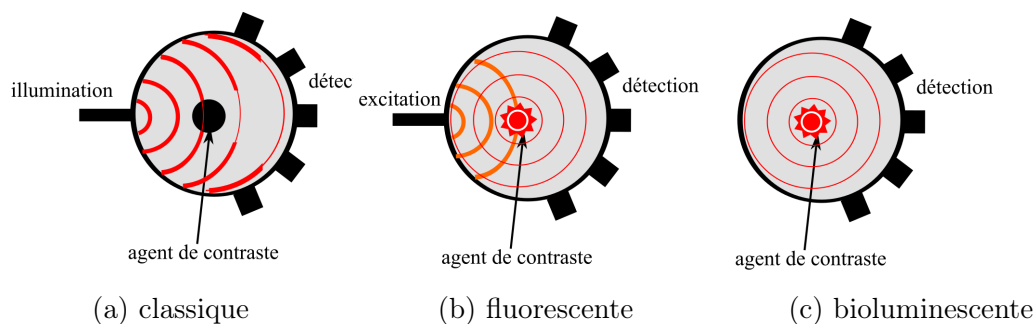


Figure 2.7 Trois types d'imagerie en TOD [10]

TOD par bioluminescence

La TOD de bioluminescence consiste à détecter la lumière générée naturellement par certaines cellules (de la même façon que la luciole brille la nuit) (figure 2.7c). L'illumination du patient n'est pas requise [10]. À l'aide d'un traceur bioluminescent, les mêmes mesures sur les processus biologiques peuvent être réalisées comme en TOD par fluorescence. Cependant, l'intensité de la lumière émise par bioluminescence est beaucoup moins qu'en fluorescence. Les photodétecteurs utilisés doivent donc être extrêmement sensibles pour être en mesure de générer une image.

TOD par fluorescence

La TOD par fluorescence se base sur la caractéristique fluorescente de certains tissus. Lorsque ces tissus sont excités par l'énergie transmise par la source lumineuse, ils réémettent de la lumière à une longueur plus longue (figure 2.7b). L'image est donc générée à partir de la lumière fluorescente. La différence de longueur d'onde entre la source et l'émission de la cellule fait en sorte qu'il faut filtrer la lumière à l'entrée des photodétecteurs. Ceci permet de cibler des mécanismes précis et d'obtenir de l'information sur les processus biomoléculaires à l'intérieur du corps. Ce type de TOD devient très intéressant lorsqu'il est utilisé avec un traceur fluorescent injecté dans le patient [10].

Conclusion

La TOD par fluorescence en mode d'excitation temporelle ainsi que la TOD classique sont celles qui bénéficieraient le plus de l'apport de la technologie des matrices de PAMP. Elles pourraient tirer autant avantage du mode CMNCT qu'en mode CMCT pour calculer respectivement le temps de décroissance de l'impulsion en sortie du milieu et pour le calcul du TdV. Ceci permettrait d'améliorer la résolution spatiale. [10].

CHAPITRE 3

SYSTÈME DE DÉTECTION DE PHOTONS

3.1 Photodétecteurs

Les photodétecteurs sont la base des systèmes de détection de photons ainsi que pour tous les choix de conception pour les circuits composants le projet de ce mémoire. Plusieurs types de photodétecteurs d'une grande variété existent sur le marché dont le choix est directement relié à l'application et aux performances désirées pour le système. Dans cette section, trois grandes familles seront abordées avec une attention particulière sur la famille des photodétecteurs en semiconducteur à oxyde de métal complémentaire (CMOS), les tubes photomultiplicateurs (TPM), les capteurs à dispositif de transfert de charge (DTC) et les photodétecteurs complémentaire CMOS.

3.1.1 Tubes photomultiplicateurs

Les TPM sont parmi les premiers dispositifs conçus pour effectuer la détection de faible intensité lumineuse [39] et permettent de convertir la lumière reçue en un courant analogique détectable. Un TPM se compose d'un tube sous vide dont l'entrée comprend une photocathode capable de convertir les photons entrant en électrons (figure 3.1). Les électrons émis à l'intérieur du tube sont accélérés vers une série de dynodes par un champ électrique progressif. Lorsqu'un électron entre en collision avec une dynode, l'échange d'énergie fait en sorte que d'autres électrons sont arrachés de celle-ci produisant ainsi un phénomène d'avalanche avec les dynodes subséquentes. À la fin de la chaîne, il y a assez d'électrons pour générer un courant détectable. La réponse du TPM produit un courant proportionnel au gain du nombre de photons détectés [2]. Le gain d'un TPM peut aller typiquement de 10^4 à 10^6 .

Certaines recherches démontrent la possibilité d'effectuer le calcul de TdV avec des TPM, pouvant obtenir des résolutions de 200 ps [31, 51]. Les TPM sont cependant très sensibles aux champs électromagnétiques [58]. Cette sensibilité devient problématique pour des applications hybrides comme les scanners TEP-IRM (imagerie par résonance magnétique) ou pour toutes autres applications dans des champs électromagnétiques. Les dernières techno-

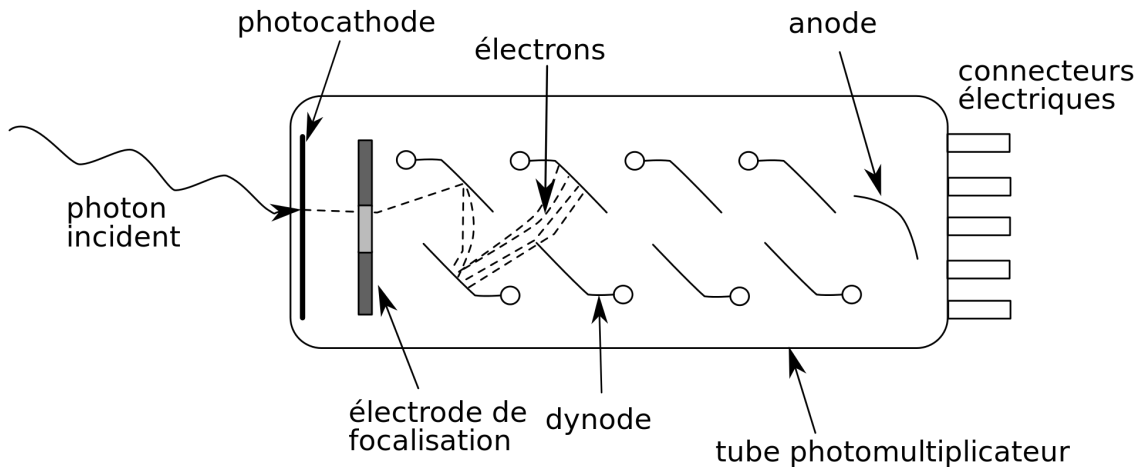


Figure 3.1 Fonctionnement d'un tube photomultiplicateur [12]

logies de TPM démontrent qu'ils sont en mesure de réaliser la détection monophotonique avec de très bons résultats [3].

3.1.2 Capteurs à dispositif de transfert de charge

Les capteurs DTC sont les premiers capteurs conçus à l'aide de la technologie des semi-conducteurs à oxyde de métal (MOS). Ils sont encore très utilisés aujourd'hui surtout dans les produits de caméras numériques. Les capteurs DTC sont des condensateurs MOS (figure 3.2) polarisés au-dessus de la limite de l'inversion. Cette polarisation se fait avant l'exposition à une source lumineuse. Par la suite, les photons incidents se convertissent en charge dans le condensateur. Le condensateur accumule donc la charge correspondante à la densité de photons reçus. Une fois le temps d'exposition terminé, la charge est transférée par colonne vers un registre à décalage avant d'être converti en signal électrique (figure 3.3).

Des recherches démontrent qu'effectuer la lecture en rangée et en colonne permet de réaliser un meilleur balayage d'image [52]. Des recherches récentes essaient de trouver un moyen efficace d'intégrer les capteurs DTC en technologie CMOS [38] dans le but de faciliter leur intégration dans l'électronique moderne.

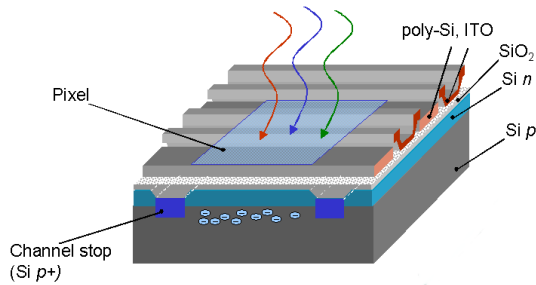


Figure 3.2 Pixel d'un capteur DTC

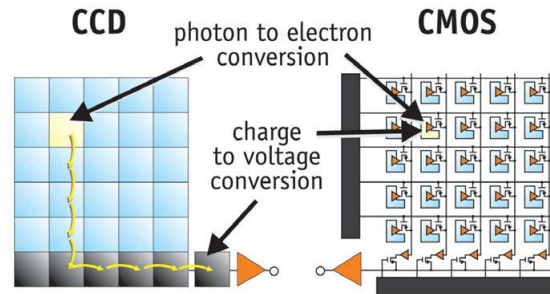


Figure 3.3 Capteur DTC vs capteur CMOS [11]

3.1.3 Photodétecteurs à base de silicium

Les technologies CMOS ont forgé l'univers de l'électronique moderne. Les photodétecteurs n'y ont pas échappé. Les dispositifs discutés dans cette section sont des dérivés des photodiodes améliorées pour la détection de photons (la figure 3.4 montre l'évolution du gain). Ces détecteurs à bases de silicium ont tendance à remplacer de plus en plus les autres technologies où le coût de fabrications étant souvent l'élément déclencheur. Mais c'est surtout leurs insensibilités aux champs électromagnétiques [34] et leurs facilités de fabrication (procédés apparentés au CMOS) qui les rendent très intéressants pour des systèmes complexes. Cette section discutera des trois types de photodétecteurs à base de photodiodes les plus récurrents dans la littérature : les photodiodes à avalanches (PDA), les photodiodes à avalanche monophotonique (PAMP) ainsi que les photomultiplicateurs sur silicium (PMSi).

Photodiodes à avalanche

Une PDA est une photodiode polarisée en inverse dont la tension de polarisation se trouve juste en dessous de la tension de claquage (point *C* de la figure 3.5). Ceci a pour effet d'agrandir la zone d'appauvrissement (figure 3.6) et ainsi empêcher la propagation du courant. Lorsqu'un photon avec suffisamment d'énergie percute la diode, il se forme une paire électron/trou selon l'effet photoélectrique. Le fort champ généré (typiquement entre $2 \times 10^5 \text{ V/cm}$ et $3,5 \times 10^5 \text{ V/cm}$ [39]) est suffisant pour accélérer les électrons générés à une énergie suffisante pour ioniser d'autres atomes à l'intérieur de la photodiode et ainsi créer une avalanche. Cette polarisation permet d'obtenir un gain linéaire fonction du nombre de photons détectés [39, 42].

Contrairement au gain de l'ordre des 10^6 des TPM, le gain des PDA est plutôt faible et se situe entre 50 et 200 [18]. Ceci fait en sorte que le circuit accompagnant la PDA doit

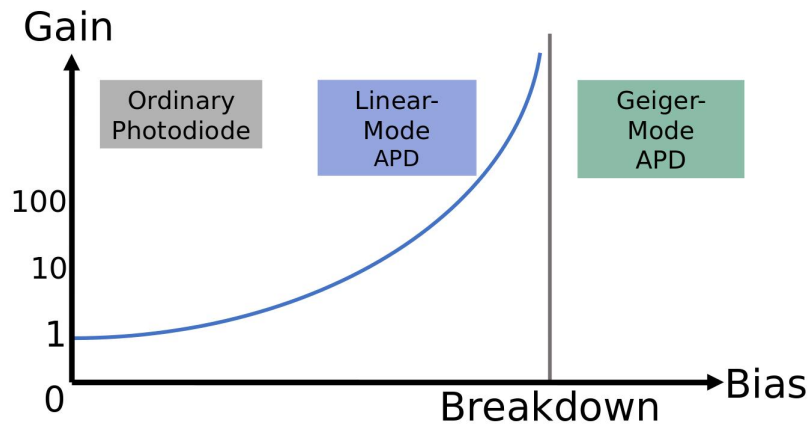


Figure 3.4 Gain d'une PDA et d'une PAMP [36]

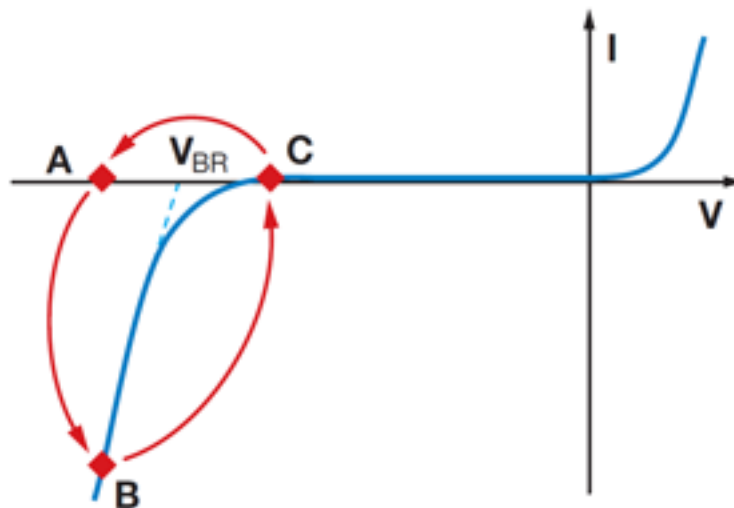


Figure 3.5 Tension d'opération d'une PDA [59]

être extrêmement faible en bruit afin d'obtenir un bon rapport signal sur bruit [18]. Les PDA offrent néanmoins plusieurs autres avantages qui font en sorte qu'elles deviennent de très bonnes alternatives pour les TPM. Leur petite taille permet en TEP de s'ajuster à la grandeur des scintillateurs pour atteindre des tailles de l'ordre du mm comparativement au possible 28 mm d'un TPM [6]. La fabrication des PDA offre également des avantages majeurs en termes de coût et d'intégration. Puisqu'elles utilisent le même procédé que la conception d'électronique, il est facile de les intégrer dans la conception de circuits de

détection. Cependant, cette intégration fait en sorte que l'électronique nécessaire pour la lecture de la PDA diminue la surface photosensible.

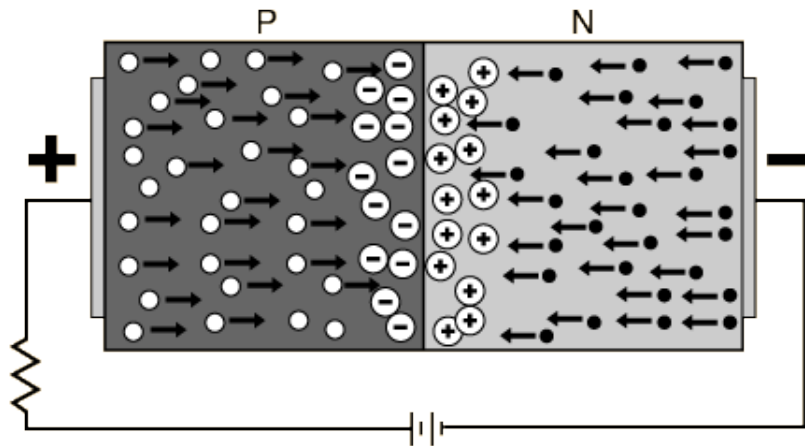


Figure 3.6 Vue en coupe d'une jonction PN [23]

Photodiodes à avalanche monophotonique

Lorsqu'une PDA est polarisée à une tension au-delà de la tension de claquage [9] (zone *A* de la figure 3.5), elle devient métastable. Ce mode d'opération s'appelle le mode non linéaire ou *Geiger* [40, 65]. L'instabilité provient du fait qu'en mode non linéaire, un seul photon peut générer une avalanche divergente capable de créer une multitude de porteurs étant donné que cette fois-ci les électrons et les trous contribuent à l'avalanche [25] (zone *B* de la figure 3.5). Cette réaction peut potentiellement détruire la photodiode si le courant n'est pas arrêté. Des circuits électroniques spécifiques appelés *circuit d'étouffement* permettent d'arrêter le courant généré à la détection d'une avalanche [24], ils seront discutés à la section suivante. Les photodiodes à avalanche monophotonique (PAMP) sont donc des outils idéaux pour la détection de photons uniques [7, 48]. Leur résolution temporelle peut atteindre jusqu'à 20 ps [15]. Cependant, la grande instabilité des PAMP fait en sorte qu'ils sont très sensibles au bruit. En effet, même en absence de photons, une PAMP peut tomber en avalanche, un phénomène appelé taux de comptage en obscurité (TCO). Les effets thermiques à l'intérieur de la jonction peuvent être suffisants pour libérer un électron qui sera accéléré dans la PAMP et provoquer l'avalanche. Du bruit peut également être généré par les défauts dans la structure cristalline de la PAMP.

3.2 Circuit d'étouffement

La PAMP doit être jumelée à un circuit d'étouffement pour contrôler et arrêter le courant produit lors d'une détection/avalanche qui autrement la détruirait. De plus, ce circuit s'occupe de recharger la PAMP une fois étouffée. Il est aussi grandement utile pour activer et désactiver une PAMP bruyante. Il existe deux types de circuits d'étouffement, passif et actif [15]. Dans un premier temps, le circuit passif consiste typiquement à une résistance en série avec la PAMP (figure 3.7). Lorsque le courant de la PAMP traverse la résistance, la tension à ses bornes augmente, diminuant ainsi la tension de polarisation de la photodiode. En diminuant cette tension, le point d'opération de la PAMP chute en dessous de la tension de claquage (figure 3.5) et l'avalanche est ainsi contrôlée [50]. Une fois le courant arrêté, la PAMP retrouve sa tension de polarisation et est à nouveau prête à effectuer une détection. Ce type d'étouffement est cependant très lent et fait en sorte de diminuer le taux de comptage du système. Il est cependant simple à implémenter.

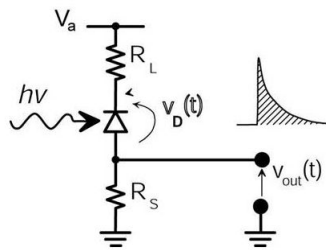


Figure 3.7 Circuit typique d'étouffement passif [14]

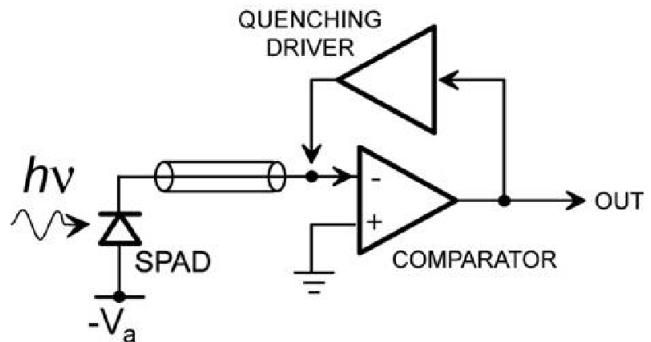


Figure 3.8 Circuit typique d'étouffement actif [14]

Le circuit d'étouffement actif consiste en un circuit électronique plus complexe. Un circuit typique (figure 3.8) utilise un comparateur afin de détecter l'avalanche de la PAMP [15]. Un circuit de contrôle de l'étouffement applique ensuite une tension suffisante pour arrêter l'avalanche de la PAMP. Ces circuits peuvent réduire la charge d'avalanche de 45% à 80%, ce qui améliore considérablement la résolution temporelle des PAMP [1].

3.3 Convertisseur temps numérique

Pour un système de détection de photons où il est nécessaire d'avoir une mesure temporelle sur chaque événement, l'utilisation d'un CTN est obligatoire. Ce circuit est en réalité un chronomètre électronique très précis (pouvant atteindre la ps de résolution [66]). Ces

données temporelles permettent de situer des événements dans le temps pouvant ainsi effectuer le calcul du temps de vol des photons. L'implémentation des CTN se fait habituellement de deux façons, sur une matrice de portes programmables (MPP ou *FPGA* en anglais) ou directement en technologie CMOS.

3.3.1 Implémentation sur matrices de portes programmables

Les CTN implémentés sur MPP (CTN-MPP) ont l'avantage d'offrir un coût d'implémentation très peu élevé (pas de circuit intégré à fabriquer), un temps de développement très court et d'être reconfigurables à volonté [20, 71]. La configuration avec les chaînes à retenue de la MPP offre l'avantage d'être caractérisée facilement afin de corriger les erreurs provenant des variations de tensions et de température [43]. Certaines configurations basées sur les chaînes à délais et les désérialiseurs peuvent être insensibles aux variations de procédés, de tension et de température (PTT) [5]. Les CTN-MPP sont parfaits lorsqu'il n'est pas nécessaire d'obtenir une estampe temporelle de chaque événement dans une matrice de photodétecteurs.

3.3.2 Convertisseur temps numérique conçu sur circuit intégré à application spécifique

Lorsqu'il est nécessaire d'estamper chacun des événements provenant d'une matrice de photodétecteurs conçue en technologie CMOS, l'utilisation des CTN sur MPP devient impossible. Il est donc nécessaire de concevoir des CTN sur un CIAS [68] (CTN-CIAS). La configuration la plus utilisée est avec des anneaux oscillateurs typiquement créés à l'aide d'une chaîne d'inverseurs [29, 53]. Pour aller chercher une plus grande résolution, une approche en vernier est utilisée et peut atteindre actuellement des résolutions de 3,2 ps [37, 60, 69]. Cependant, les CTN-CIAS sont très sensibles aux variations PTT et une calibration est nécessaire afin d'assurer la validité de la résolution ainsi que sa linéarité [47].

3.3.3 Conclusion

L'utilisation des CTN-MPP ou CTN-CIAS dépend réellement de l'application. Les CTN-CIAS engendrent des coûts supplémentaires et un temps de conception assez long qui ne peuvent être justifiés que par l'obligation d'appliquer une estampe de temps à chaque détection de photons. Les CTN-MPP ont l'avantage d'être facilement configurables, moins coûteux et demandent moins de temps de conception. Cependant, pour une application où

ils doivent être implémentés en matrice dans des espaces restreints, le CTN-CIAS devient la meilleure option.

3.4 Circuit de lecture de données

L'analyse des données d'une matrice est une étape importante dans un système de photo-détection. Plusieurs recherches tentent d'améliorer les performances des circuits de lecture afin de limiter les temps morts. Dans cette section, trois types de circuits de lecture de données seront analysés : la communication en cascade, la communication par protocole ainsi que la communication par jeton. L'analyse fera lieu des performances en termes de fréquence de lecture, de complexité de l'intégration, de débit ainsi que de leur pertinence pour les modes photographique et direct. Le type photographique correspond à la lecture complète d'une matrice tandis que le type direct correspond à la lecture instantanée d'un pixel lorsqu'il a de l'information.

3.4.1 Communication en cascade

Une des méthodes les plus utilisées pour lire une matrice est la lecture en cascade (*Daisy Chain* en anglais). Cette méthode consiste à lire périodiquement une fraction ou encore l'ensemble de la matrice [21]. Celle-ci est très efficace pour prendre les données à un moment précis comme pour la lecture de données pour un appareil photo. Cette méthode permet également de diminuer le nombre nécessaire de circuits pour la communication à l'intérieur d'un pixel (figure 3.9). La communication se fait à l'aide d'un registre à décalage (RàD) dans lequel chaque pixel aura déposé son information ; ce qui fait un circuit très simple à réaliser [27]. De plus, le débit de chaque pixel est augmenté puisqu'il n'est pas nécessaire d'envoyer des bits d'adressage. L'analyse de la source de chaque donnée peut donc se faire à l'extérieur.

La fréquence de lecture peut devenir assez longue et, afin de minimiser le temps de lecture d'une grande matrice, la division de la lecture en colonnes ou en cadran est favorisée [61]. De cette façon, il est possible de prendre des images complètes de la matrice en peu de temps. Ce type de communication est très bien adapté pour un mode photographique, mais plus compliqué à implémenter pour un mode direct dû à l'obligation d'effectuer une lecture complète de la section en cascade.

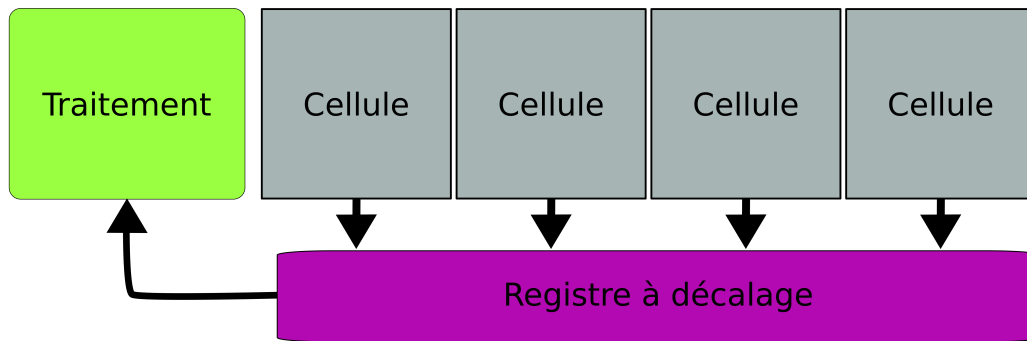


Figure 3.9 Fonctionnement d'un CLD en cascade

3.4.2 Communication par protocole

Une autre méthode inspirée des protocoles de communications réseau peut aussi être utilisée. Le plus simple est la communication par poids binaire [54](figure 3.10) qui correspond à donner la priorité de la ligne au pixel prêt ayant le plus haut poids binaire (ligne rouge de la figure 3.10 qui a priorité sur la ligne bleue, la ligne bleue devra attendre son tour). Afin d'éviter que ceux-ci aient sans cesse accès à la ligne dans un cas où la matrice serait saturée, l'implémentation d'une file d'attente devient alors indispensable [30].

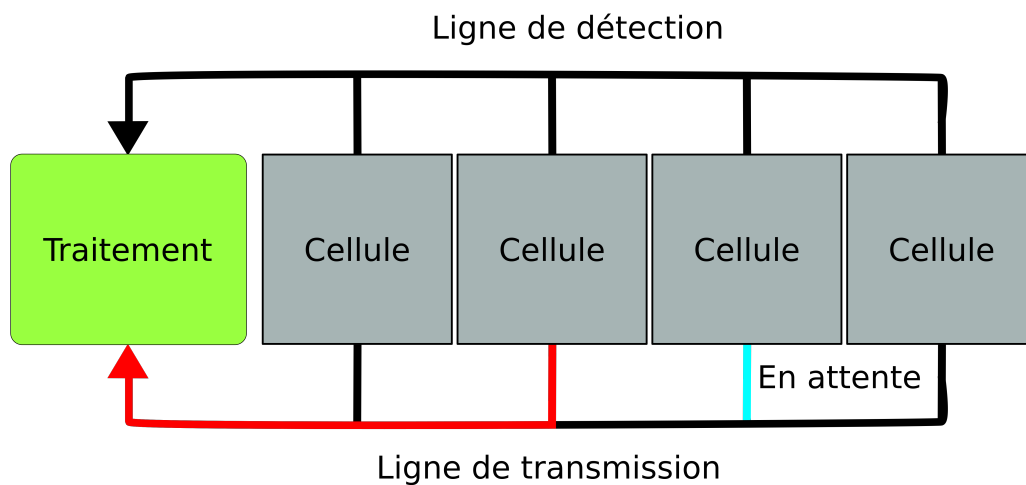


Figure 3.10 Fonctionnement d'un CLD par protocole

Ce type de communication est optimisé pour une lecture en mode direct. Le mode photographique n'est pas envisageable puisqu'il communique uniquement lorsqu'il y a de l'information à transmettre. Ce type de protocole nécessite un peu plus de logique lors d'une intégration électronique.

3.4.3 Communication par jeton

La communication par jeton est une communication très utilisée et facile à implémenter. Cette méthode se base sur l'échange entre les pixels d'un jeton donnant à tour de rôle le droit d'accès au canal de données [62] (figure 3.11). Lorsqu'un pixel est prêt à transmettre de l'information et qu'il reçoit le jeton, il prend alors possession du canal et envoie ses données. Comme pour la communication en cascade, l'analyse de l'adressage se fait à l'extérieur du pixel.

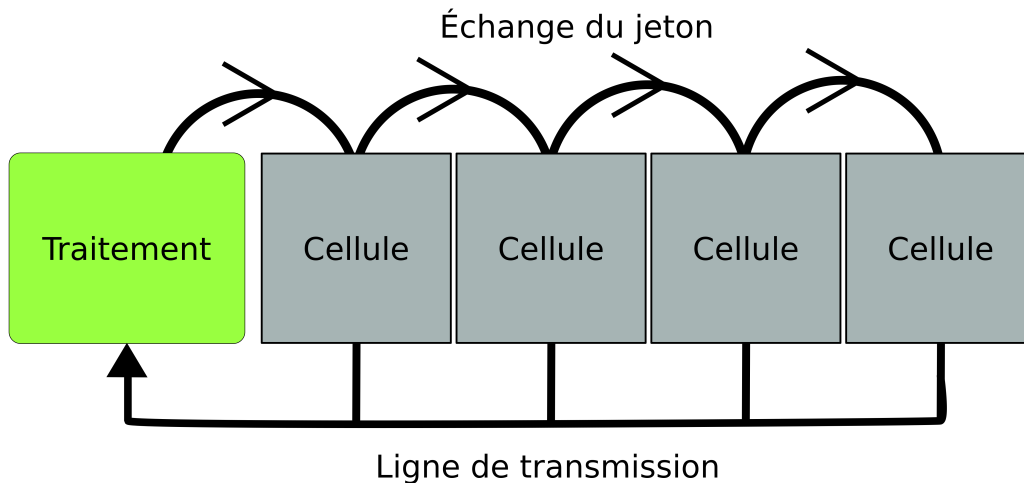


Figure 3.11 Fonctionnement d'un CLD par jeton

Ce type de communication peut aussi bien s'implémenter pour un mode photographique en envoyant le jeton à des fréquences fixes que pour un mode direct en laissant les pixels s'échanger le jeton continuellement. Le débit est également très rapide puisque l'adressage se fait à l'extérieur du pixel ; seules les données du pixel sont envoyées. L'implémentation est également simple, car lorsque le jeton est détecté, la communication se fait comme dans un registre à décalage.

3.4.4 Conclusion

Les circuits décrits précédemment ont chacun leur pertinence selon le système visé. Pour un système de lecture en mode photographique, la communication en cascade est celle qui permet d'obtenir le meilleur débit. La communication par jeton peut également être utilisée pour ce mode en ajoutant très peu de logique, mais aura un débit un peu moins élevé. La communication par protocole n'a pas grand avantage à être utilisée en mode photographique puisque l'envoi de l'adresse fait en sorte de réduire considérablement le

débit. Cependant, pour un mode direct, elle permet aux pixels de communiquer leurs données aussitôt qu'elles sont prêtes. La communication en cascade ne permet pas de faire ce type de communication. La communication par jeton permet également au pixel de communiquer ses données aussitôt que le jeton est accessible. Bien qu'il faille que le pixel attende le jeton, ce temps d'attente équivaut presque qu'au temps d'envoi de l'adresse de la communication par protocole. Le débit peut donc être plus élevé pour la communication par jeton.

3.5 Conclusion

Dans l'optique de devoir détecter et fournir une estampe de temps pour chaque photon détecté, les photodétecteurs à base de silicium semblent être les plus intéressants. En particulier les PAMP qui permettent réellement la détection monophotonique, qui nécessitera par le fait même un circuit d'étouffement associé à chacun d'entre eux. En implémentant une matrice de PAMP, les CTN CMOS seront incontournables puisqu'ils permettent d'être conçus spécifiquement pour être connecté avec les PAMP et permettront également un meilleur interfaçage avec les circuits de lecture numérique. Comme discuté dans la section précédente, la communication par jeton semble être le meilleur choix pour permettre une implémentation rapide et efficace pour la fabrication de ce circuit prototype.

CHAPITRE 4

ARCHITECTURE DU CIRCUIT DE LECTURE

La conception de l'architecture du circuit de lecture (CLD) a été la première étape de ce projet de maîtrise. Ce circuit a comme client les convertisseurs temps numérique (CTN) faisant partie de la matrice et transmet leur information à l'extérieur de la puce. Ce chapitre passera en revue la conception de ce circuit. Pour permettre de tester l'architecture du circuit de lecture implémenté dans le CIAS, une deuxième matrice a également été conçue en parallèle. Elle consiste exactement des mêmes circuits numériques, la différence est à l'intérieur des pixels où les circuits analogiques (le CE et le CTN) sont remplacés par des circuits numériques permettant de fournir des données figées en mode CMCT et un comportant idéal en mode CMNCT (figure 4.1).

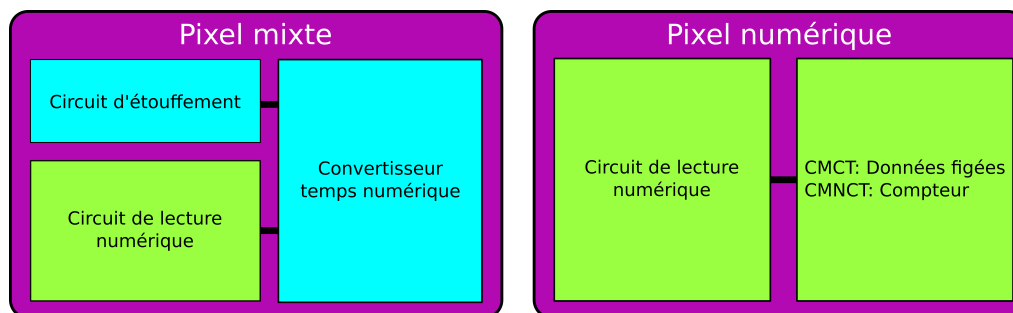


Figure 4.1 Pixel mixte vs numérique

4.1 Analyse des besoins et du fonctionnement

Le but du circuit était de tester une nouvelle technologie de PAMP ainsi qu'un circuit de lecture comprenant un circuit d'étouffement (CE), un CTN et toute la logique numérique d'acquisition. La finalité n'étant pas seulement d'utiliser ce circuit en TEP, mais également de recevoir les données provenant des deux modes possibles d'opération du CTN : le mode CMCT ainsi que le mode CMNCT. Le tableau 4.1 résume les données à recevoir du CTN selon les modes. Les données transmises par le pixel dépendent du mode de fonctionnement où le tableau 4.1 montre les bits à prendre en compte.

La vitesse de lecture des CTN devait être optimisée pour diminuer la latence et permettre au CTN de revenir actif le plus rapidement possible. Également, la probabilité non nulle de trouver des PAMP défectueuses à l'intérieur de la matrice exige de concevoir un circuit

Tableau 4.1 Données de réception

Mode CMCT	Nb de bits	Mode CMNCT	Nb de bits
Bit de correction	1	Compteur	12
Compteur fin	9		
Compteur grossier	3		
Total	13		12

en mesure de les désactiver le cas échéant. Pour le mode CMNCT, la fréquence de lecture de la matrice doit également être ajustable.

4.2 Conception du circuit de lecture numérique

L'architecture choisie se bâtit autour de la communication par jeton entre les pixels. Ce choix s'est imposé par sa simplicité d'implémentation qui diminue les risques de problème pour une première itération ainsi que par souci d'équité interpixel lors de la lecture des pixels. La matrice est divisée en colonnes dans lesquelles un jeton est passé successivement d'un pixel à l'autre. Un autre circuit gère les données reçues entre les colonnes pour les transmettre à l'extérieur de la puce. Tel qu'expliqué au début du chapitre, une seconde matrice composée de pixels complètement numériques a été conçue pour des fins de tests sans les circuits analogiques. Cette matrice sera également présentée dans cette section du mémoire.

4.2.1 Modélisation des circuits analogiques du pixel

Dans un premier temps, un modèle des circuits analogiques faisant partie du pixel a été réalisé. Cette étape est très importante puisqu'elle est nécessaire pour avoir la meilleure représentation possible lors des simulations afin de bien modéliser le comportement de ces circuits spécialement lorsqu'ils doivent être imbriqués à l'intérieur du circuit numérique. Bien que la modélisation ait été simplifiée, elle a permis de valider la communication entre le CLD et le CTN qui constitue l'interface critique de ce circuit. Cependant, cette validation se limite seulement à des simulations comportementales.

4.2.2 Conception du circuit de traitement du pixel

Bien que tous les pixels partagent la même ligne de transmission de données, chaque circuit de pixel fonctionne de manière indépendante (figure 4.2). La ligne de transmission représente l'interface critique avec le CTN avec qui elle interagit en symbiose. Dans le mode

CMCT, lorsque le CTN est prêt à transmettre une estampe suite à la détection d'un photon, le circuit du pixel transfère celle-ci dans son tampon interne de transmission et démarre un compteur en d'attente du jeton. Lorsque le pixel reçoit le jeton, le compteur d'attente est arrêté et le jeton est retenu dans le pixel. Ce dernier peut maintenant utiliser le canal de transmission pour y transmettre l'estampe du CTN ainsi que la valeur du compteur interne. Ce compteur a pour but de permettre au circuit de colonne de connaître le temps écoulé entre la réponse du CTN et la réception du jeton. Lorsque la transmission est terminée, le jeton est envoyé au prochain pixel.

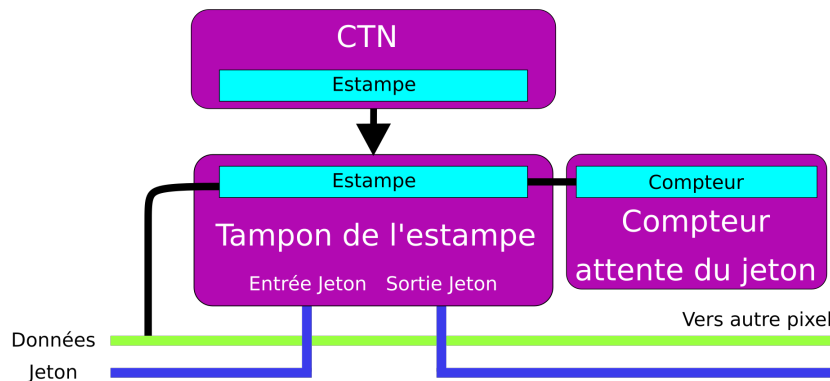


Figure 4.2 Circuit de traitement du pixel en mode CMCT

Dans le mode CMNCT (figure 4.3), le CTN compte le nombre d'événements sans égard à son estampe de temps. Lorsque le signal de commande passe à un niveau haut, le pixel transfère le compteur du CTN dans son tampon interne et le réinitialise. Le compteur d'attente du jeton n'est pas nécessaire et lorsque le jeton est reçu, le pixel envoie seulement les données provenant du CTN. Lors de l'initialisation, le pixel peut recevoir un signal de désactivation qui a pour effet de retransmettre directement le jeton en entrée vers la sortie sans le retenir, devenant ainsi transparent. Le pixel ne peut plus envoyer de données. Une réinitialisation sera nécessaire pour réactiver le pixel.

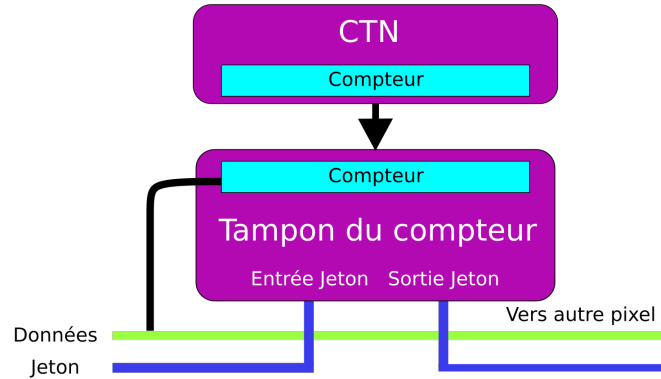


Figure 4.3 Circuit de traitement du pixel en mode CMNCT

4.2.3 Conception du circuit de lecture de colonne

Chaque pixel est regroupé par colonne et géré par un circuit commun (figure 4.4). Ceci permet d'augmenter le taux de lecture de chaque pixel. Dans le mode de fonctionnement CMCT, le jeton est envoyé par le circuit de lecture de colonne. Lorsque la ligne de transmission monte au niveau haut, le circuit de colonne comprend que le pixel possédant le jeton transmet des données vers le registre de réception. Avant de transférer son registre dans une mémoire de type premier entré premier sortie (PEPS) de 36 bits, il soustrait le compteur local du pixel au compteur global du circuit, créant ainsi la référence en temps global de cet événement auquel il ajoute le résultat du CTN et le juxtapose avec l'adresse du pixel.

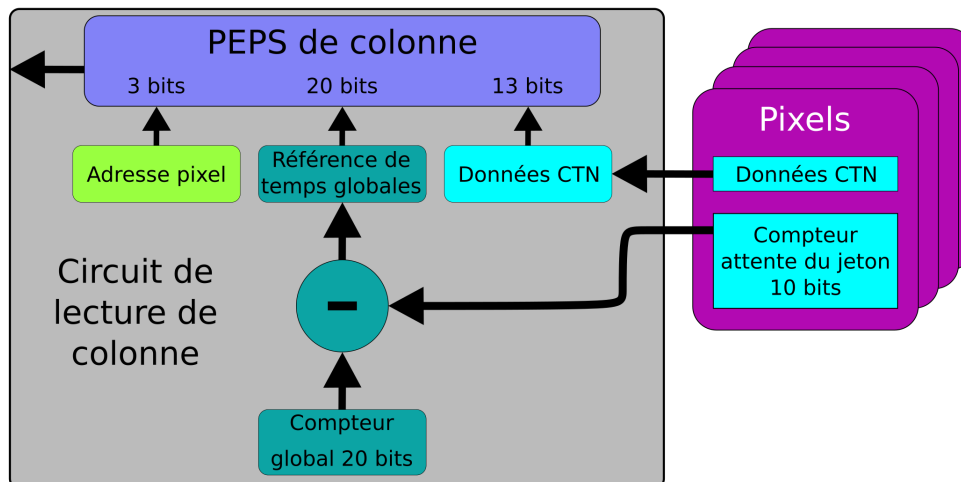


Figure 4.4 Circuit de traitement de colonne en mode CMCT

Dans le mode CMNCT (figure 4.5), le jeton est envoyé dans la colonne à une fréquence choisie (jusqu'à 2^{20} fois plus lente que la fréquence d'horloge) et tous les compteurs des

pixels sont désactivés et ils sauvegardent leur valeur. Les pixels envoient leurs comptes de photons à tour de rôle lorsqu'ils reçoivent le jeton et une fois tous les pixels lus, leurs compteurs sont réinitialisés à zéro et réactivés. Aucun compteur global n'est nécessaire et seulement la valeur envoyée par le pixel ainsi que son adresse est enregistrée dans la mémoire PEPS (donc les bits non utilisés sont initialisés à zéro).

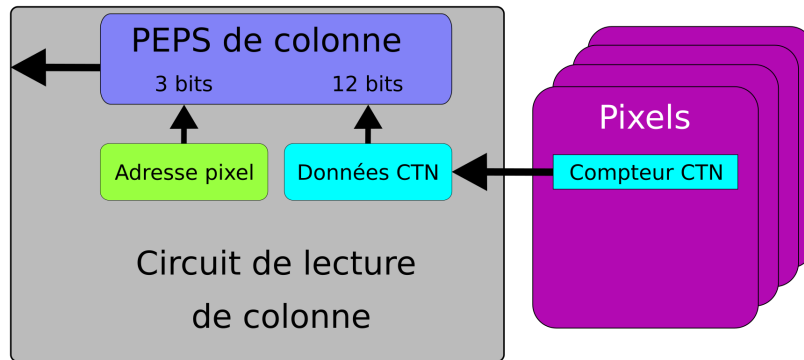


Figure 4.5 Circuit de traitement de colonne en mode CMNCT

4.2.4 Conception du circuit de lecture de la matrice

Ce circuit multiplexe les PEPS des circuits de colonnes vers une mémoire de transmission de type volatile statique (MEVS) (figure 4.6). Chaque PEPS est vérifié à tour de rôle pour détecter la présence de données. Lorsqu'une donnée est disponible, ce circuit transmet les données de la PEPS à la MEVS en y juxtaposant l'adresse de la colonne. Toute l'information nécessaire pour localiser l'événement est maintenant comprise dans le paquet à envoyer (figure 4.6). Ce circuit génère également le compteur global servant de référence temporelle du circuit intégré.

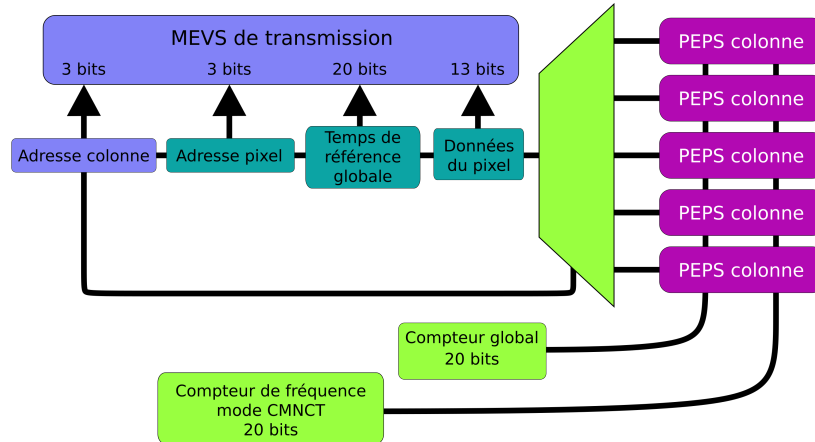


Figure 4.6 Circuit de traitement de matrice en mode CMCT

Dans le mode CMNCT (figure 4.7), le compteur global n'est pas nécessaire. Ce compteur gère cependant un compteur de rafraîchissement programmable qui détermine à quelle fréquence aura lieu la lecture de la matrice.

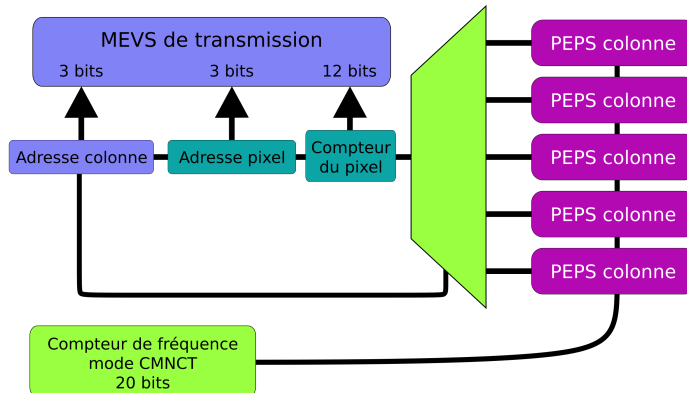


Figure 4.7 Circuit de traitement de matrice en mode CMNCT

4.2.5 Circuit de transmission des données

Le circuit de transmission consiste simplement à lire les données provenant de la MEVS et à les transmettre par le pilote de signalisation différentiel à basse tension (SDBT). Le protocole choisi consiste à utiliser un bit de démarrage sans bit de fin afin de maximiser le débit de données sortant de la puce. Le système d'acquisition de données (SAD) connaît, selon le mode de fonctionnement, le nombre de bit à recevoir. Donc selon la figure 5.3, la valeur de 40^{ième} bit (19^{ième} bit en mode CMNCT) déterminera si de nouvelles données sont à recevoir ou si la transmission est terminée. Cette approche permet de juxtaposer plusieurs paquets sans perte temporelle.

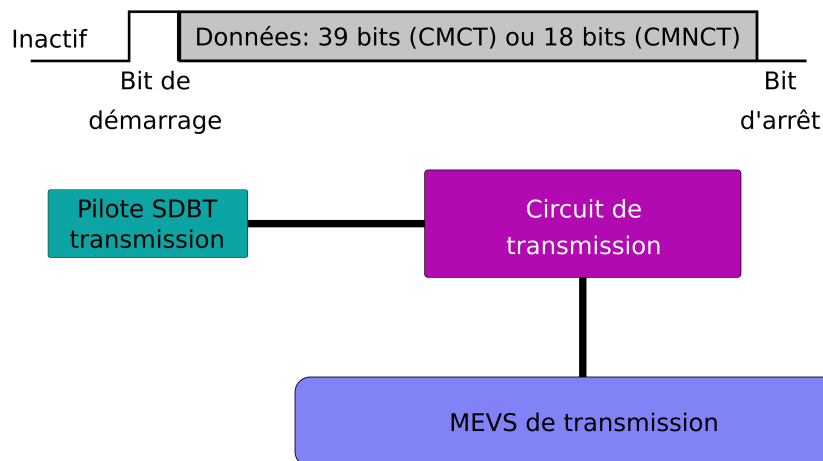


Figure 4.8 Circuit de transmission

4.2.6 Circuit de réception des commandes

Le circuit de réception (figure 4.9) permet de choisir le mode d'opération de la matrice ainsi que les options spécifiques. Quatre commandes sont implantées dans le CIAS : *Choisir matrice*, *Désactiver pixel*, *Choisir fréquence lecture CMNCT* et *Activer circuit calibration*.

La commande *Choisir matrice* permet de sélectionner si l'on souhaite tester la matrice mixte ou la matrice numérique. Pour la commande *Désactivation pixel*, l'information envoyée est la concaténation du numéro de colonne et du pixel (ou rangé). La commande *Fréquence de lecture CMNCT* sert à programmer un diviseur de la fréquence d'opération du CIAS pour générer la fréquence de rafraîchissement de la matrice en mode CMNCT. Pour une horloge de 250 MHz, la plus haute fréquence possible, mais non recommandé est de 250 MHz et la plus basse est de 238 Hz. La commande *Activation circuit calibration* concerne seulement la fonctionnalité du CTN. Elle permet d'activer un circuit de calibration pour les CTN de la matrice située au milieu de celle-ci (consulter le mémoire de Nicolas Roy pour plus de détails [49]). Comme pour la transmission, seulement un bit de démarrage est utilisé pour les paquets entrants. Le tableau 4.2 résume ces informations.

Tableau 4.2 Commandes de configuration du CLD

Commandes	Arguments	
Choisir matrice	Mixte	Numérique
Désactiver pixel	Numéro de pixel (colonne et rangée)	
Fréquence de lecture CMNCT	0 et 2^{20} (division de la fréquence du CIAS)	Désactivé
Activation circuit calibration	Activé	

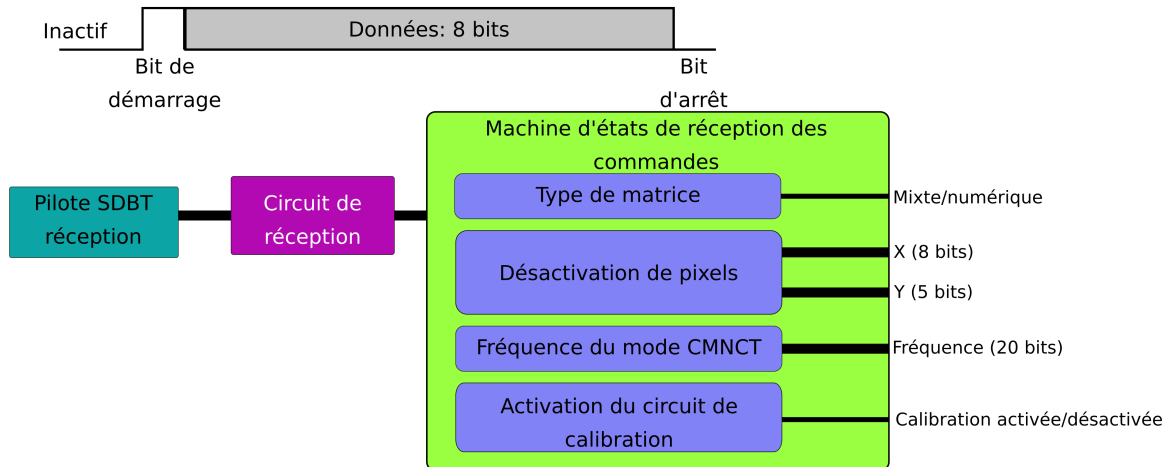


Figure 4.9 Circuit de réception

4.3 Traduction du circuit numérique

Le circuit décrit dans ce chapitre a été conçu avec le langage de description matériel VHDL. Pour traduire le code en circuit intégré, plusieurs outils de conception sont nécessaires pour les différentes étapes. Les outils utilisés pour ces étapes sont principalement les outils de *Cadence Design Systems* ainsi que certains de *Mentor Graphics*. Cette sous-section explique les différentes étapes : le transfert au niveau des registres, le placement et routage, l'intégration avec les outils analogiques ainsi que la vérification.

4.3.1 Automatisation du flot de conception

Plusieurs outils de conception font partie de la chaîne pour la création d'un circuit numérique. Il faut en premier concevoir le code de description du circuit fonctionnel, ensuite le traduire en portes logiques et finalement placer et router ce circuit. Les étapes étant incrémentales, un simple ajout de fonctionnalité ou correctif au niveau du code de description amène à recommencer toutes les étapes de conception. Pour cette raison, un outil d'automatisation a été mis en oeuvre qui permet de lancer toutes ces étapes en un simple clic. Ceci a également été utilisé pour la conception de petits circuits numériques inclus dans le CTN. Cet outil présente l'avantage d'être facilement paramétrable avec la possibilité de régénérer le circuit complet à l'intérieur d'une heure.

4.3.2 Transfert au niveau des registres

Cette étape traduit le code en plusieurs portes logiques. Certaines améliorations ont été apportées au circuit pour minimiser le nombre de portes logiques. Pour le circuit numérique

à l'intérieur du pixel, les compteurs étaient trop volumineux et il a fallu modifier la façon de les définir pour que la traduction utilise le moins de portes logiques. Il a ainsi été possible d'inclure le compteur de différence de temps entre un événement CTN et l'arrivée du jeton. C'est également à cette étape que les contraintes spécifiques d'adaptation des charges capacitives entre les connexions des portes logiques et des circuits du CTN ont été spécifiées de manière à choisir le bon type de porte logique.

4.3.3 Placement et routage

Le placement et le routage se font en 2 parties. Puisque l'emplacement disponible pour les circuits numériques était très spécifique et qu'il fallait uniformiser chaque pixel, la première partie consistait à placer et router le circuit du pixel. Il fallait découper les zones spécifiques où placer le circuit à l'intérieur du circuit analogique et autoriser l'emplacement de connecteurs non périphériques (chaque pixel doit être juxtaposé). Une fois cette étape terminée, le circuit était importé dans l'outil de conception analogique Virtuoso où étaient exécutés la vérification des règles de dessin (VRD) et le logiciel de vérification de schéma (LVS). Une vue abstraite était par la suite générée pour être utilisée dans le placement et le routage de la matrice. Pour cette étape, deux vues abstraites étaient utilisées : le pixel et la MEVS. Ceux-ci étant générés automatiquement par l'outil de génération de MEVS de la compagnie ARM. L'aspect le plus important lors de cette étape était de bien balancer le réseau d'horloge distribué à tous les pixels.

4.3.4 Intégration avec l'outil de conception analogique

Une fois toute la matrice placée et routée, la dernière étape était d'importer le circuit dans l'outil de conception analogique Virtuoso afin de terminer l'assemblage de la puce. La validation finale des règles de dessin ainsi que la vérification contre les schémas (LVS) s'est faite avec cet outil.

4.4 Vérification et validation des circuits

La dernière étape consiste à simuler de nouveau les circuits avec l'ajout des effets de placement et routage ainsi qu'avec les circuits analogiques lorsqu'il s'agit d'une interface analogique numérique. Les simulations les plus longues ont été celles avec le CTN. Puisque l'interface entre les deux était un point critique, des simulations contenant les effets du routage sur les circuits analogiques et numériques ont été réalisées. Ce qui augmente

considérablement le temps de simulation, mais permet de trouver des problèmes que les modèles ne peuvent représenter.

4.5 Conclusion

Le choix de communication entre les pixels s'est arrêté sur la communication par jeton qui offre une implémentation simple et efficace pour couvrir équitablement tous les pixels. Un circuit de traitement peut ensuite ajouter, en mode CMCT, une estampe de temps général dans le but de placer dans le temps global les événements détectés. Une MEVS assure une certaine taille de mémorisation des événements laissant ainsi le temps au circuit de transmission de sortir les données avec toute l'information requise. Un circuit de réception de commandes a été réalisé afin de changer le mode de fonctionnement de la matrice pour passer du mode CMCT au mode CMNCT. Il permet également de désactiver les pixels qui pourraient être problématiques. En mode CMNCT, il est possible de modifier la période de rafraîchissement, soit la fréquence à laquelle tous les pixels sont lus. La conception de circuits numériques nécessite beaucoup d'étapes et de connaissances logicielles. De la conception VHDL jusqu'au placement et routage, un problème dans cette dernière apporte nécessairement à recommencer toutes les étapes. Cette partie de conception pourrait facilement être divisée entre deux personnes. La première dans la conception du circuit en langage de description et effectuerait les simulations et préparerait les bancs de tests pour la validation finale. La deuxième préparerait et effectuerait le placement et routage du circuit et validerait les domaines d'horloge, les règles de dessin ainsi que les limitations temporelles.

CHAPITRE 5

ARCHITECTURE DU SYSTÈME D'ACQUISITION DE DONNÉES

5.1 Besoin matériel

5.1.1 Carte de développement avec matrice de portes programmables

La communication directe avec le circuit intégré s'est faite par l'entremise d'une carte d'acquisition (CdA) (figure 5.1) utilisant une MPP Virtex 5 développée par le GRAMS. Cette carte comporte également une vaste gamme de circuits pour la caractérisation de circuits intégrés tels que : convertisseurs analogiques numériques/numériques analogiques, pilote pour un récepteur-transmetteur universel asynchrone (RTUA ou *UART* en anglais) et un module pour le protocole Ethernet entre autres. Ceci a permis d'accélérer la conception de la carte d'interfaçage du circuit intégré puisque l'on connaissait déjà les besoins à pallier pour interfacier le CIAS avec la CdA. Pour le système d'acquisition, étant donné que la CdA était déjà disponible, il m'a été possible de démarrer sa conception aussitôt le circuit intégré envoyé en fabrication.

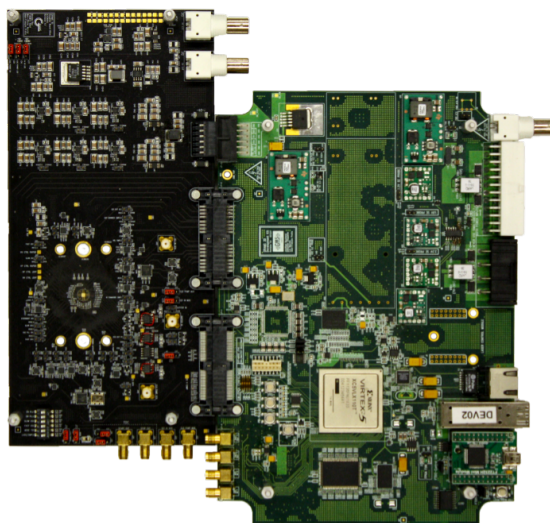


Figure 5.1 Carte d'acquisition en vert et carte d'interfaçage du circuit intégré en noir

5.1.2 Carte d'interface du circuit intégré

Plusieurs circuits spécifiques pour le contrôle du circuit intégré étaient nécessaires et n'étaient pas disponibles sur la CdA. Une carte d'interface (figure 5.1) a été développée par Nicolas Roy pour servir d'intermédiaire et également pour connecter le CIAS. Elle permettait de sortir directement certains signaux analogiques pour la caractérisation du CE et du CTN. Certains modes de fonctionnement pouvaient également être sélectionnés par l'entremise de cette carte pour outrepasser le contrôle de façon logicielle. Plusieurs points de contact étaient également disponibles pour sonder des signaux à l'aide d'outils de mesure tel un oscilloscope.

5.1.3 Générateur de délais

Le générateur de délais Berkeley Model 745 (figure 5.2) a été le principal outil pour tester les CTN de la matrice. Il permet de générer des délais jusqu'à une largeur de 3 ps avec une résolution de 250 fs. Grâce à sa connexion réseau, il a été possible de l'intégrer à l'interface de contrôle, automatisant ainsi son utilisation pour les tests du CTN.



Figure 5.2 Berkeley Model 745

5.2 Conception du système d'acquisition

Le circuit développé pour le système d'acquisition de donnée (SAD) à l'intérieur de la MPP s'est limité à effectuer le pont entre le circuit intégré et l'ordinateur. Le schéma de la figure 5.3 montre le chemin des données à travers le SAD. Étant le premier pilote SDBT conçu par le groupe dans la technologie TSMC 65 nm, il y avait un certain risque qu'il ne fonctionne pas. Un mode de transmission par signal asymétrique (de l'anglais *single ended*) a également été ajouté dans le CIAS pour assurer un lien de communication.

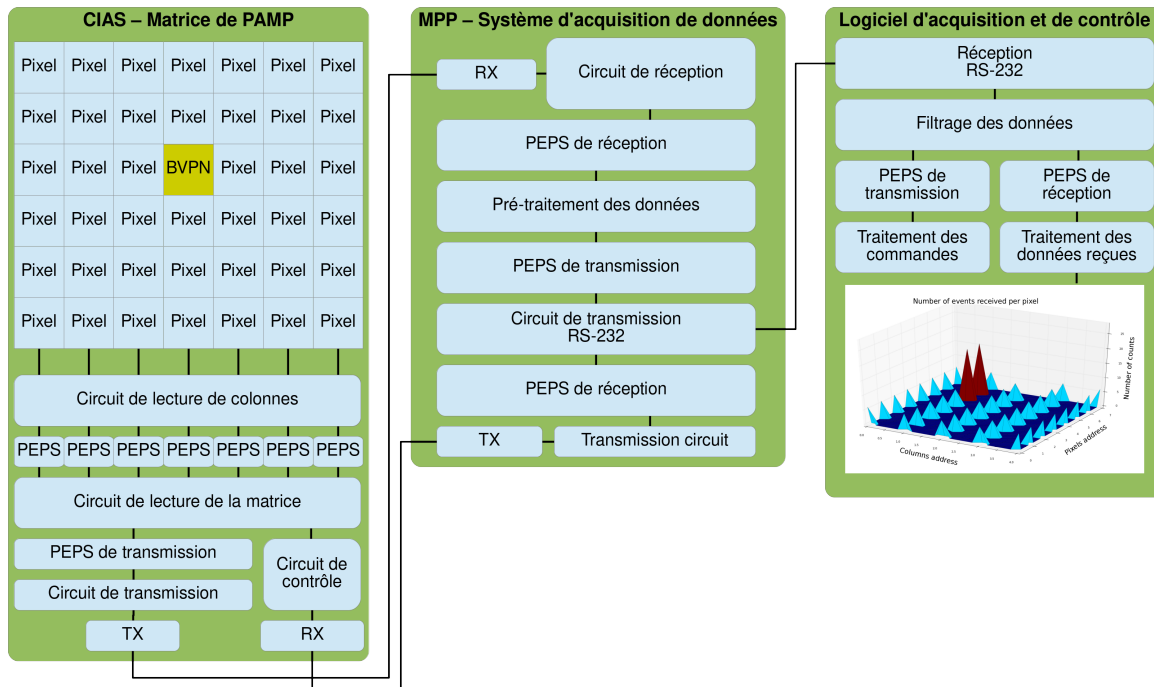


Figure 5.3 Schéma du système complet depuis le CIAS jusqu'au logiciel informatique

5.2.1 Réception, traitement et transmission des données des matrices

La tâche principale du SAD est de recevoir les données provenant de la matrice du CIAS et de les mémoriser dans une PEPS. Une machine d'états écoute la ligne de réception, dès que le bit de démarrage est détecté, elle enregistre les données reçues dans une PEPS et détermine le nombre de bits à recevoir selon le mode de fonctionnement en cours. La transmission étant synchrone, il fallait effectuer une synchronisation entre l'horloge de réception du SAD et l'horloge de transmission du CIAS. Cependant, aucun circuit de synchronisation n'a été implanté dans le CIAS. Une calibration manuelle a néanmoins été possible grâce à la matrice numérique (matrice de test des circuits numériques) qui envoie des estampes préprogrammées en mode CMCT. En effectuant un déphasage entre les horloges, il a été possible de minimiser le taux d'erreur de transmission. Le mode CMNCT a également été utilisé pour cette calibration puisque le nombre de détections était contrôlé par l'ordinateur. Une autre machine d'états contrôle les données aussitôt qu'elles sont disponibles dans la PEPS pour les transmettre à l'ordinateur. Chaque donnée reçue peut nécessiter jusqu'à 5 paquets vers l'ordinateur. Pour diminuer le temps de conception, aussi bien du côté du SAD que du côté ordinateur, le protocole de transmission USB-RS-232,

utilisant le pilote RTUA de la CdA, a été utilisé. De cette manière, la synchronisation entre l'ordinateur et le CIAS était assurée par les pilotes de ce protocole des deux côtés.

5.2.2 Transmission et traitement des commandes

Les commandes à envoyer au CIAS transitent par la connexion USB-RS 232 depuis l'interface graphique. Ils sont décodés et réencodés en un ou plusieurs paquets de 8 bits pour correspondre à l'état du test souhaité. Le protocole est entièrement géré à l'intérieur même de la MPP et l'alignement est le même que pour les circuits de réception puisque c'est la même horloge à l'intérieur du CIAS.

5.3 Logiciel de contrôle et d'analyse de données

5.3.1 Matrices mixte et numérique

Tous les paramètres configurables pour les matrices étaient contrôlables par l'IUG (figure 5.4) : le type de lien entre le SAD et le CIAS (signal asymétrique ou SDBT), le choix de la matrice de test, le mode de fonctionnement et sa fréquence de rafraîchissement. Une vue graphique des pixels composants la matrice permettait de choisir lesquels à désactiver. La fréquence des événements envoyés comme stimuli était configurable et permettait également de créer des événements uniques.

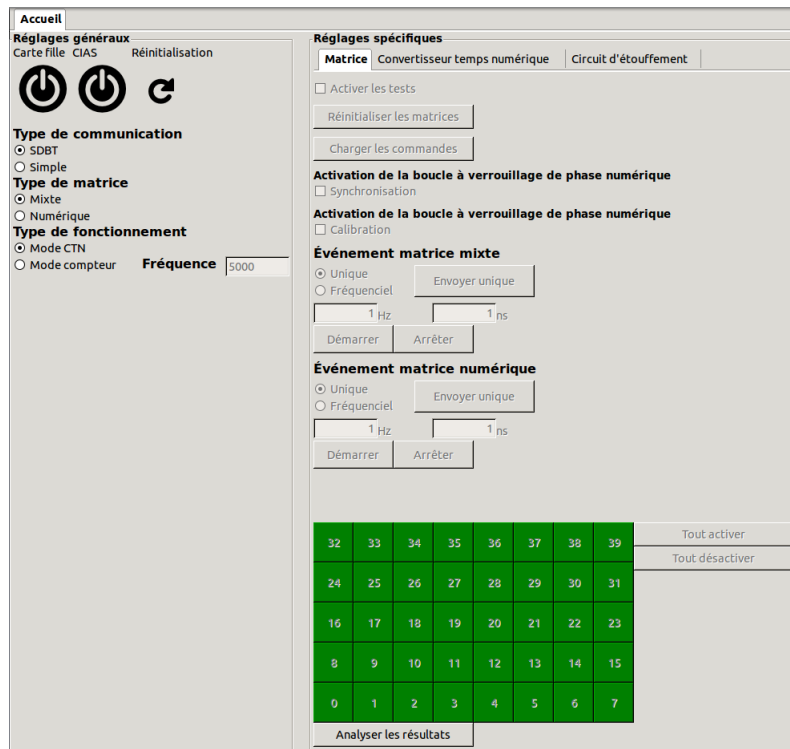


Figure 5.4 Interface graphique pour le contrôle des matrices

5.3.2 Convertisseur temps numérique

Plusieurs paramètres étaient configurables pour les tests du CTN (voir mémoire de maîtrise de Nicolas Roy [49]). Les circuits de tests contiennent deux CTN isolés, l'interface permet de faciliter la configuration de ces CTN et également de choisir celui à caractériser. Par la suite, quatre tensions sont programmables pour le contrôle des oscillateurs. L'automatisation de plusieurs méthodes de génération de signaux d'excitation du CTN se fait également par le contrôle du générateur de délais. Finalement, l'interface permet de consulter les résultats en direct au fur et à mesure que ceux-ci parviennent à l'ordinateur. Pour plus de détails sur les tests et les résultats de caractérisation du CTN, consulter le mémoire de Nicolas Roy [49].

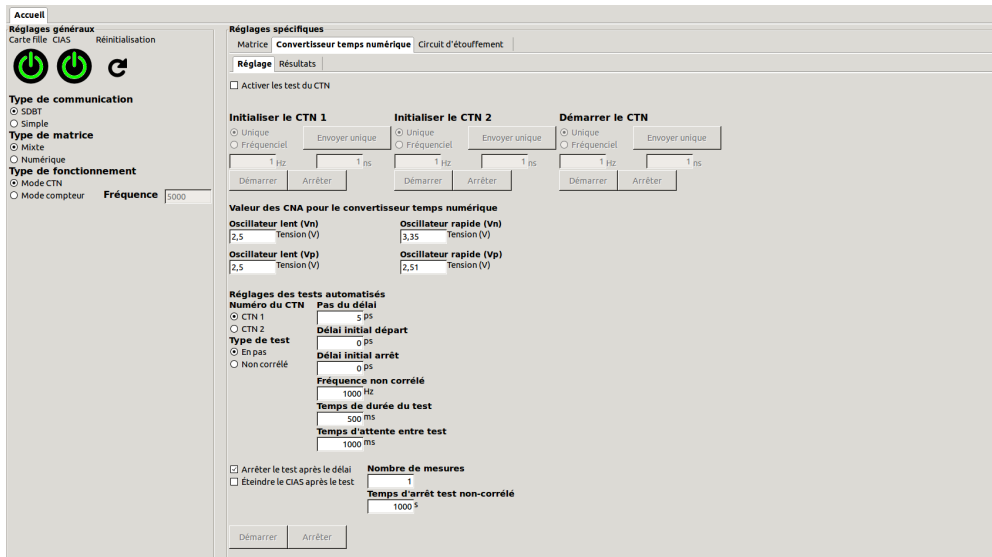


Figure 5.5 Interface graphique pour le contrôle du CTN

5.3.3 Circuit d'étouffement

L'interface graphique offre également l'opportunité de contrôler les réglages pour la caractérisation du circuit d'étouffement (voir mémoire de maîtrise de Frédéric Nolet [41]). Comme pour le CTN, il permet d'automatiser la génération de signaux d'excitation, ceux-ci néanmoins ne sont pas ultimement générés par la génératrice, mais directement par la carte d'interface. Sinon, cinq tensions de contrôle spécifique au CE sont programmables grâce au convertisseur numérique analogique disponible sur la carte d'interface. Pour plus de détails sur les tests et les résultats de caractérisation du CTN, consulter le mémoire de Frédéric Nolet [41].

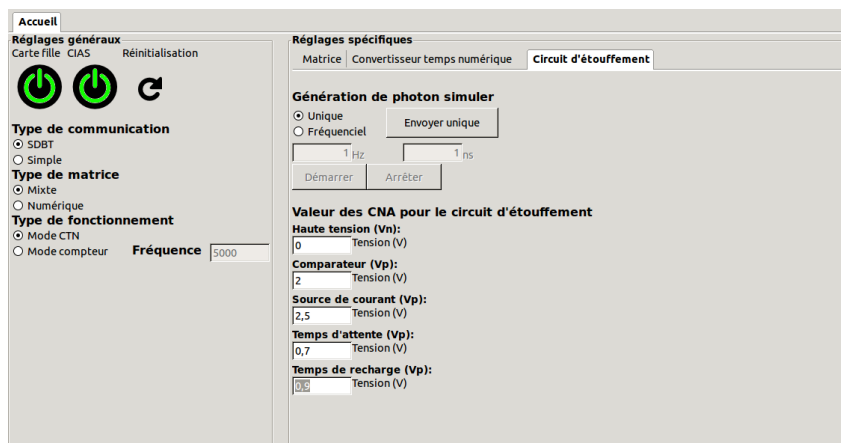


Figure 5.6 Interface graphique pour le contrôle du CE

5.4 Conclusion

Le système d'acquisition de données est également une plateforme de tests multitâches. Il permet non seulement d'interfacer avec le CIAS, mais également de contrôler et de personnaliser les tests pour les divers circuits présents. Il a également permis de contrôler le générateur de délais qui était primordial pour les tests incluant les CTN. Comme il a été mentionné, il a été utilisé par mes collègues pour aider à la caractérisation de leur circuit. Sa conception a été pensée pour être modulaire, ce qui fait en sorte qu'il peut être facilement réutilisé et ajusté pour de possibles circuits futurs. Tous les résultats de ce document ont été produits par l'intermédiaire du SAD et de l'IUG.

CHAPITRE 6

RÉSULTATS EXPÉRIMENTAUX

Ce chapitre présentera les résultats obtenus lors de la caractérisation du CIAS à l'aide du SAD et de l'IUG. Deux matrices étaient disponibles pour la caractérisation : la matrice mixte (contenant les circuits analogiques du CTN et du CE dans les pixels) et la matrice numérique (pixels complètement numériques) que l'on peut voir dans la photo du CIAS à la figure 6.1. Le chapitre commencera par expliquer la méthodologie utilisée pour la synchronisation des domaines d'horloge entre le CIAS et le SAD qui devait être fait pour assurer l'alignement de la réception des données. Il continuera avec les résultats des tests sur la matrice numérique et de la matrice mixte pour les modes de fonctionnement CMCT et CMNCT.

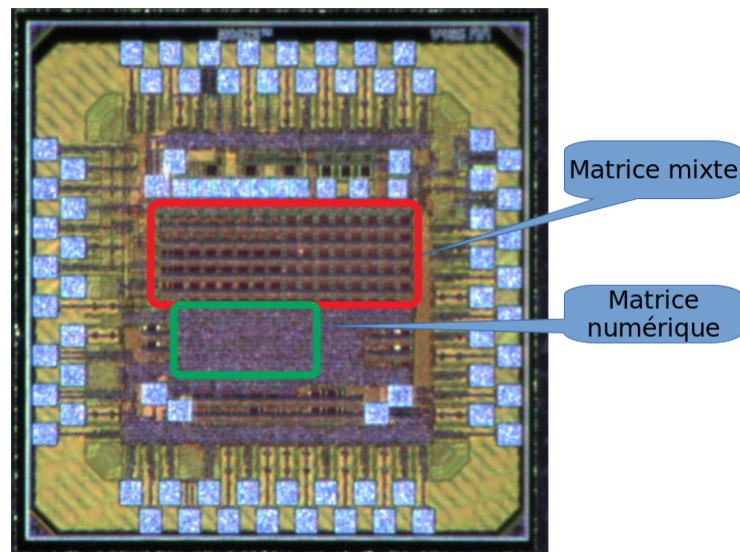


Figure 6.1 Circuit intégré à application spécifique contenant les deux matrices

6.1 Synchronisation de la communication SAD-CIAS

La synchronisation entre le SAD et le CIAS était l'étape la plus importante pour réduire l'erreur de réception des données. N'ayant pas eu le temps d'implanter une méthodologie de synchronisation, la matrice de test numérique a servi à cet escient. En mode CMNCT, tous les pixels envoient leurs données à une fréquence de rafraîchissement donnée, donc on s'attend à obtenir le même nombre de paquets pour chaque pixel. L'avantage de la

matrice numérique est que les pixels n'ont aucune interaction avec les circuits analogiques. La figure 6.2 démontre un test pour lequel il y a eu 1000 rafraîchissements de la matrice après la synchronisation et où tous les pixels ont répondu uniformément. Pour y arriver, la méthodologie consistait à rouler et vérifier les résultats, ajuster le déphasage et rouler à nouveau le test jusqu'à obtenir un résultat uniforme comme la figure 6.2. La MPP du SAD permettait de programmer un déphasage interne des horloges.

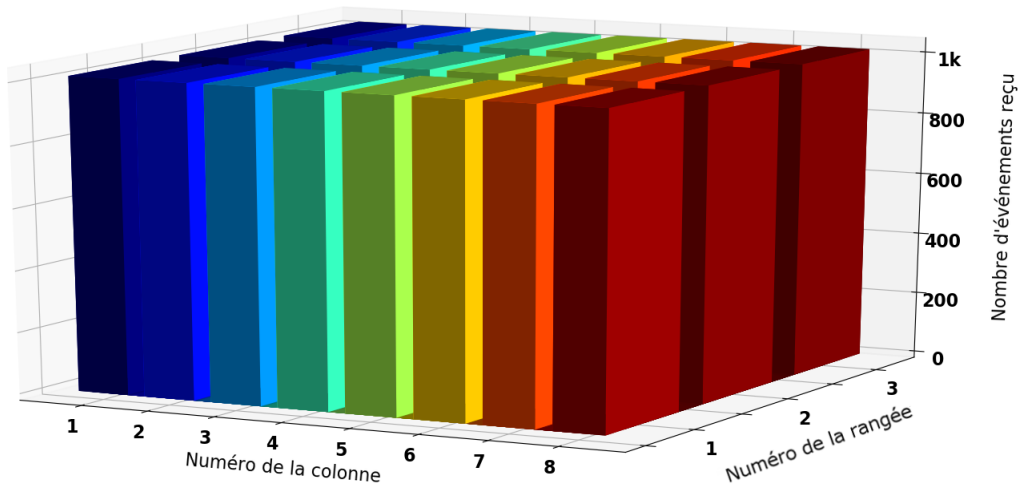


Figure 6.2 Matrice numérique en mode CMNCT après synchronisation

6.2 Résultats et discussion

Après avoir ajusté la phase de lecture, les tests à effectuer pour la caractérisation des matrices étaient limités aux données possibles de recevoir par le canal de communication dû à l'oubli, par manque d'expérience, d'implémenter des points de test. Un premier test était de valider le mode par défaut : CMCT. Puisque tous les CE des pixels sont connectés ensemble, un pulse devait déclencher tous les pixels et les estampes de temps reçus devaient être dans le même ordre. Un deuxième test était de valider le mode de fonctionnement CMNCT, pour lequel il faut envoyer des commandes d'initialisation au CIAS pour faire changer son mode de fonctionnement ainsi que modifier sa fréquence de rafraîchissement. Encore une fois, chaque pulse généré devait faire incrémenter le compteur du CTN et à chaque rafraîchissement, le même nombre de détections devrait être uniforme entre les pixels. En dernier lieu, il fallait valider la fonctionnalité de désactivation des pixels sélectionnés. Ces tests ont été réalisés premièrement sur la matrice numérique puis sur la matrice mixte.

6.2.1 Matrice numérique

La calibration en soi a permis de vérifier le fonctionnement du SAD ainsi que de l'architecture numérique du CIAS pour la matrice numérique. Pour réaliser ce test, une stimulation de 200 000 pulses numériques de 1 V, d'une longueur de 4 ns à une cadence de 500 kHz a été imposée à tous les pixels. On s'attend donc à voir 200 000 événements pour chaque pixel activé. Les figures 6.3 et 6.4 montrent le résultat de réception de données avec trois et deux rangées activées afin de valider le fonctionnement de la désactivation de pixels. À la figure 6.2, on voit que pour chaque rafraîchissement de 50 kHz (fréquence à laquelle tous les pixels sont lu en mode CMNCT), on reçoit de l'information pour tous les pixels. On en conclut que tous les paquets sont bien reçus.

Lorsque l'on regarde le nombre détecté d'événements par pixel représenté dans les graphiques (figures 6.3 et 6.4), on remarque que tous les pixels activés, mis à part les colonnes 2 à 4, envoient le même nombre de comptes. Puisque la transmission des paquets est fonctionnelle, il semble qu'il y a un problème dans les pixels de ces colonnes pour ce qui est des compteurs d'événements puisque les stimulations sont envoyées à l'entièreté de la matrice.

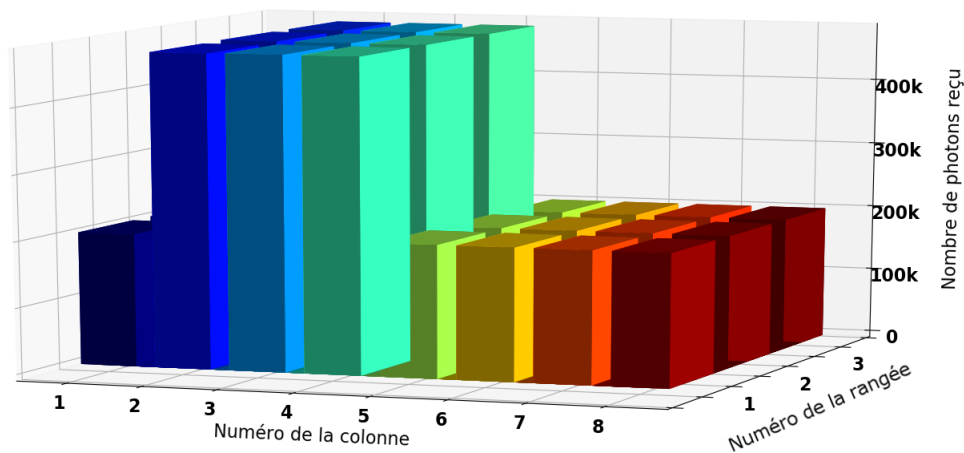


Figure 6.3 Nombre d'événements reçus en mode CMNCT avec la matrice numérique

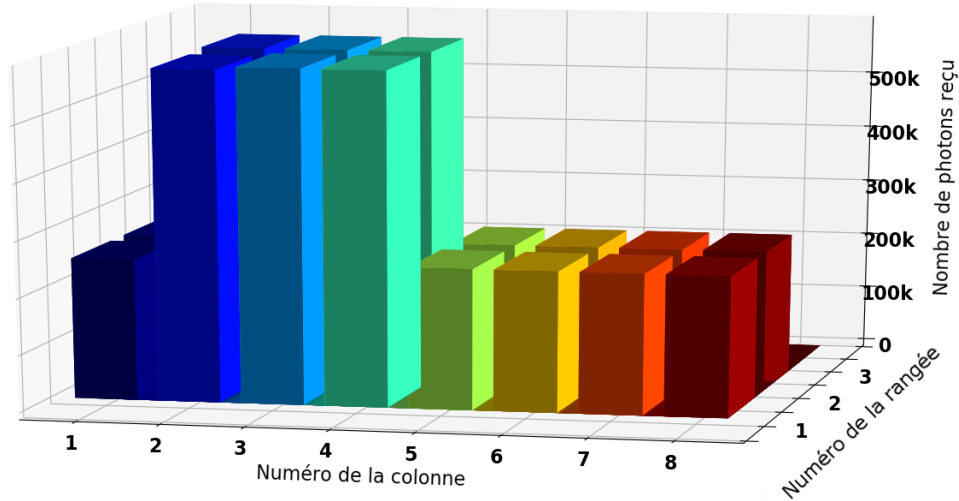


Figure 6.4 Nombre d'événements reçus en mode CMNCT avec la matrice numérique, 2 rangées activées

6.2.2 Matrice mixte

Les stimulations pour les tests de la matrice mixte étaient des pulses envoyés au CE. La tension de ces pulses était de 3,3 V provenant de la carte d'interfaçage. Pour ce test, 12 000 pulses d'une longueur de 4 ns ont été envoyés à une fréquence de 500 kHz. Les figures 6.5 et 6.6 montrent le nombre reçu d'événements pour chaque pixel en mode CMCT pour la matrice mixte avec respectivement trois et deux rangées activées. Tous les CE sont connectés ensemble et reçoivent donc tous les mêmes événements. Pour cette raison, il aurait été attendu de recevoir le même nombre d'événement pour chaque pixel activé. Or, on constate que certains pixels n'ont pas le nombre de comptes prévu. Bien que la figure 6.5 semble montrer que les pixels rouge, vert et bleu pâle donnent le même nombre d'événements, la figure 6.6 montre quant à elle une différence entre deux pixels de la colonne bleu pâle. Il serait donc imprudent de sortir des conclusions rapides basées seulement sur ces résultats. Mais bien sûr, il y a un problème à l'intérieur même du pixel qui est malheureusement impossible de déterminer avec le circuit actuel.

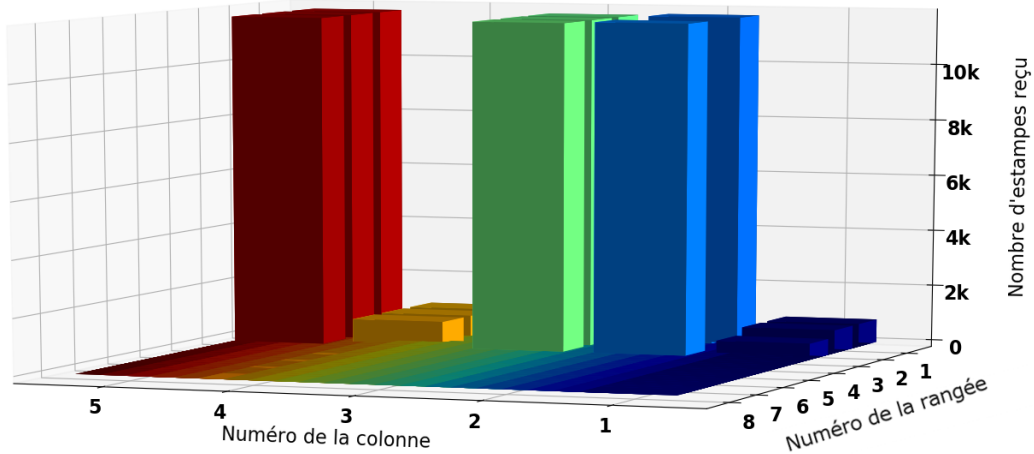


Figure 6.5 Nombre de données reçues par pixels en mode CMCT avec 5 rangées désactivées

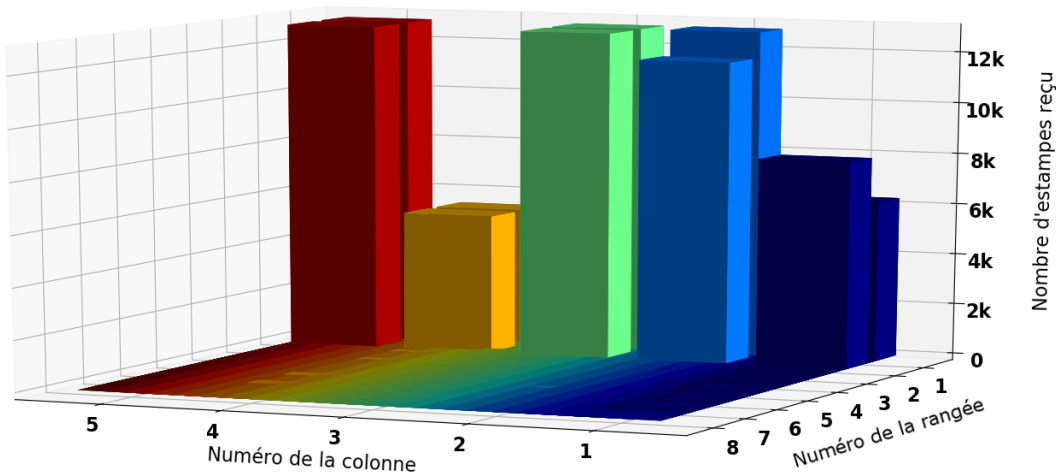


Figure 6.6 Nombre de données reçu par pixels en mode CMCT avec 6 rangées désactivées

Le mode CMNCT était stimulé de la même façon qu'expliquée précédemment pour le mode CMCT sauf qu'un total de 15 000 événements ont été envoyés au cours de 5 000 rafraîchissements à 50 kHz. La figure 6.7 montre que tous les pixels ont envoyé au SAD leurs données pour chaque rafraîchissement. Cependant, la figure 6.8 montre le même défaut identifié dans la matrice numérique, soit une disparité du nombre d'événements détecté. La stimulation pour ce mode se fait également pour l'entièreté de la matrice, alors qu'on s'attendrait à recevoir le même nombre de données pour chaque pixel.

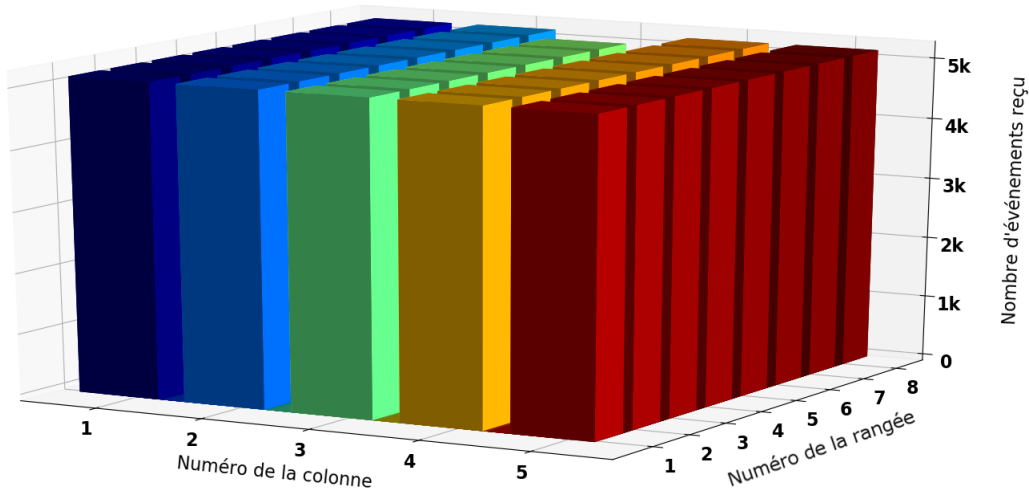


Figure 6.7 Nombre d'événements reçu avec la matrice mixte en mode CMNCT

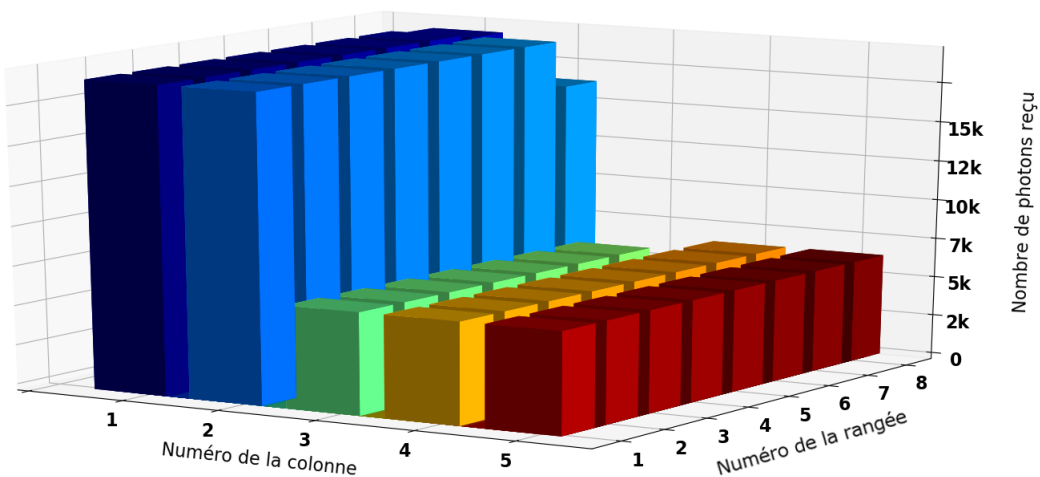


Figure 6.8 Nombre d'impulsions reçu avec la matrice mixte en mode CMNCT

6.2.3 Discussion

Les résultats obtenus semblent démontrer que les circuits numériques fonctionnent bien jusqu'à ceux à l'interface avec les circuits analogiques à l'intérieur du pixel (figure 4.4 et 4.5). La raison est que seulement les valeurs des données reçues ne sont pas conformes aux résultats attendus. Donc l'assignation des adresses de pixels et de colonnes fait son travail. Ce qui limite également la possibilité que la MEVS corrompe les données puisque les adresses sont assignées avant leur mémorisation.

6.2.4 Débits de communication

La validation des débits de communication devait passer par la capacité de communiquer avec le CIAS. Les tests présentés dans les sous-sections précédentes ont démontré que la communication fonctionnait et que les paquets envoyés étaient tous reçus. Avec l'horloge du système à 250 MHz et sachant que le CIAS transmet à chaque front montant d'horloge, il est facile d'obtenir le débit de communication CIAS-SAD. Pour le lien SAD-IUG, la communication se faisait avec un RTUA avec un débit 1 Mbaud. Les débits calculés sont présentés dans le tableau 6.1.

Tableau 6.1 Données de réception

Mode	Mode CMCT	Mode CMNCT
CIAS-MPP	6,25M événements/s	13,15M événements/s
MPP-IUG	20k événements/s	41k événements/s

6.3 Conclusion

En résumé, la communication entre le CIAS et le SAD pour les deux matrices ainsi que pour les modes de fonctionnement CMCT et CMNCT semble être fonctionnelle selon les résultats. On voit que la désactivation de pixels fonctionne. Cependant, plusieurs pixels n'envoient pas les données attendues. Ceci est démontré par l'inégalité des résultats pour le nombre de photons en mode CMNCT et pour des valeurs très différentes en mode CMCT. Malheureusement, il est difficile de déterminer davantage le circuit puisqu'aucun point de test n'a été inséré à l'intérieur des pixels. Pour une nouvelle révision, des points de tests analogiques multiplexés à l'intérieur de circuits critiques numériques seraient intéressants à planter. Ceci permettrait de sonder certains signaux à l'intérieur du circuit d'un pixel et ainsi vérifier l'interfaçage analogique numérique. Une possibilité serait un problème d'arbre d'horloge à l'intérieur de la matrice qui pourrait apporter un désalignement des données lues lors de la communication par jeton. L'interface entre CTN qui est un circuit principalement analogique et le circuit de lecture du pixel pourrait également être problématique et expliquerait un mauvais transfert de l'information entre les deux circuits qui empêche de valider le mode CMCT. Un problème moins probable (puisque les adresses des pixels semblent être transmises correctement) pourrait être à l'intérieur de la MEVS qui pourrait altérer les valeurs enregistrées.

CHAPITRE 7

CONCLUSION

Ce mémoire de maîtrise a présenté la conception d'un CLD ainsi qu'un SAD réalisé en technologie CMOS 65 nm pour la lecture d'une matrice de PAMP. Il s'agissait de la première itération pour le groupe de recherche dans cette technologie. Ce projet dans son ensemble a permis de tester l'intégration d'un circuit d'étouffement et d'un convertisseur temps numérique par PAMP ainsi que la logique de contrôle dans une perspective d'intégration en électronique 3D. Également, en plus de fournir des estampes de temps en mode CMCT, un deuxième mode CMNCT est pris en charge et permet de calculer le nombre détecté de photons par les PAMP dans une période de temps donnée. Toutes ces caractéristiques rendent ce projet unique et intéressant comme laboratoire d'expérimentation.

Le document a premièrement introduit le sujet des travaux et présenté les objectifs poursuivis. Le chapitre 2 a survolé les applications pouvant nécessiter de la technologie de photodétecteur présenté dans ce mémoire. Le chapitre 3 a exploré diverses technologies existantes pour les composantes du photodétecteur ainsi que pour les circuits spécifiques au CLD. Les chapitres 4 et 5 ont expliqué respectivement les choix d'implémentation pour la conception du CLD et du SAD et finalement, le chapitre 6 a présenté les résultats obtenus lors de la caractérisation.

Le CLD, implémenté à l'intérieur du CIAS, interface directement avec les circuits analogiques du convertisseur temps numérique. Il permet de récolter l'information et également de contrôler les modes de fonctionnement ainsi que l'activation de pixel. La communication entre les pixels utilise un protocole par jeton qui permet de vérifier l'état des pixels tour à tour. Ceci procure une implantation minimisant le nombre circuits tout en offrant la flexibilité de transmettre seulement lorsqu'un pixel a de l'information. La création d'un outil d'automatisation de la méthodologie de conception numérique qui a été utilisé lors de ce projet permet d'accélérer le développement permettant d'effectuer facilement des modifications en amont sans pour autant modifier ce qui a été fait en aval.

Le SAD emprunte une approche d'utilisation d'une carte d'acquisition construite autour d'une MPP Virtex 5. La communication vers l'IUG se fait par l'intermédiaire du protocole RTUA qui permet une implémentation rapide. L'IUG permet de contrôler tous les tests

en envoyant des commandes au CIAS et en contrôlant le générateur de délai pour la génération des pulses de stimulations.

Les résultats ont démontré une communication fonctionnelle entre le CIAS et le SAD, autant en réception qu'en transmission de commandes avec une cadence de 250 Mbits par secondes. Celles-ci ont rendu possibles les tests des deux modes de fonctionnement soit CMCT et CMNCT. Les données envoyées ont été optimisées selon les deux modes de fonctionnement, ce qui permet d'obtenir une transmission plus rapide en mode CMNCT. Une synchronisation était requise pour éliminer les erreurs de transmission en alignant le point d'échantillonnage lors de la réception. La matrice numérique a permis d'effectuer cette synchronisation grâce au mode CMNCT qui envoyait des paquets provenant de tous les pixels. Dans les deux modes, les pixels ont envoyé leur information et les paquets reçus étaient cohérents. Il a également été démontré la possibilité de désactiver des pixels sélectionnés dans la matrice.

Cependant, l'information reçue était très souvent problématique et ne correspondait pas à ce qui était attendu. En mode CMCT, plusieurs pixels semblaient transmettre plus souvent qu'attendu et les valeurs reçues étaient la plupart du temps erronées. Malheureusement, il était impossible de déverminer efficacement le circuit, aucun point de test à l'intérieur de la matrice n'était disponible à sonder pour examiner le comportement interne. Toutes les analyses ont été effectuées par l'entremise des données reçues directement par le canal de transmission principal du CIAS.

Pour une prochaine révision, il faudrait ajouter plusieurs points de test connectés entre eux avec un multiplexeur et ainsi pouvoir examiner en temps réel certains noeuds critiques du circuit. Il faudrait également implémenter un circuit de synchronisation automatique entre le CIAS et le SAD qui s'effectuerait à chaque activation du circuit. L'architecture générale pourrait être gardée, bien qu'il serait intéressant de regarder une architecture qui permettrait la lecture en parallèle de tous les pixels. Il faudrait pour cela valider qu'il y a de l'espace suffisant pour faire toutes les connexions. Du côté du SAD, il faudrait remplacer la communication RTUA par une communication *Ethernet* qui serait plus rapide et plus stable. Plus les recherches s'aligneront vers des applications spécifiques, plus le SAD devra également être conçu spécifiquement pour cette application. Plusieurs étapes de traitement peuvent être transférées vers le SAD qui offre plus de flexibilité puisqu'une grande partie n'est pas figée comme pour un CIAS et permet ainsi d'améliorer les performances.

LISTE DES RÉFÉRENCES

- [1] Acerbi, F., Frera, A., Tosi, A. et Zappa, F. (2013). Fast Active Quenching Circuit for Reducing Avalanche Charge and Afterpulsing in InGaAs/InP Single-Photon Avalanche Diode. *IEEE Journal of Quantum Electronics*, volume 49, numéro 7, p. 563–569.
- [2] Akgun, U., Anderson, E. W., Ayan, A. S., Gulmez, E., Miller, M., Onel, Y., Schmidt, I. et Winn, D. (2004). Comparison of PMTs from three different manufacturers for the CMS-HF forward calorimeter. *IEEE Transactions on Nuclear Science*, volume 51, numéro 4, p. 1909–1915.
- [3] Arnaboldi, C., Calvi, M., Fanchini, E., Giachero, A., Gotti, C., Maino, M., Matteuzzi, C., Perego, D. et Pessina, G. (2010). Characterization of a Hamamatsu R7600 multi-anode photomultiplier tube with single photon signals. Dans *Nuclear Science Symposium Conference Record (NSS/MIC), 2010 IEEE*. p. 1124–1129.
- [4] Arpin, L. (2012). *Conception et intégration d'une architecture numérique pour l'ASIC LabPETII, un circuit de lecture d'une matrice de détection TEP de 64 pixels*. Mémoire de maîtrise, Université de Sherbrooke, Sherbrooke, Québec, Canada, 156 p.
- [5] Arpin, L., Bergeron, M., Tetrault, M.-A., Lecomte, R. et Fontaine, R. (2009). A Sub-Nanosecond Edge Detection System using embedded FPGA fabrics. Dans *Real Time Conference, 2009. RT '09. 16th IEEE-NPSS*. p. 299–303.
- [6] Arpin, L., Koua, K., Panier, S., Bouziri, H., Abidi, M., Ben Attouch, M., Paulin, C., Maille, P., Geoffroy, C., Lecomte, R., Pratte, J.-F. et Fontaine, R. (2011). Embedded real time digital signal processing unit for a 64-channel PET detector module. Dans *Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference (NSS/MIC), 2011 IEEE*. p. 1545–1550.
- [7] Assanelli, M., Gulinatti, A., Rech, I. et Ghioni, M. (2011). Timing enhanced silicon SPAD design. Dans *2011 11th International Conference on Numerical Simulation of Optoelectronic Devices (NUSOD)*. p. 197–198.
- [8] Bergeron, M., Cadorette, J., Beaudoin, J.-F., Lepage, M., Robert, G., Selivanov, V., Tetrault, M.-A., Viscogliosi, N., Norenberg, J., Fontaine, R. et Lecomte, R. (2009). Performance Evaluation of the LabPET APD-Based Digital PET Scanner. *Nuclear Science, IEEE Transactions on*, volume 56, numéro 1, p. 10–16.
- [9] Berube, B.-L., Rheaume, V.-P., Therrien, A., Parent, S., Maurais, L., Boisvert, A., Carini, G., Charlebois, S., Fontaine, R. et Pratte, J.-F. (2012). Development of a single photon avalanche diode (SPAD) array in high voltage CMOS 0.8 μm dedicated to a 3D integrated circuit (3DIC). Dans *Nuclear Science Symposium and Medical Imaging Conference (NSS/MIC), 2012 IEEE*. p. 1835–1839.

- [10] Boffety, M. (2010). *Étude quantitative de la tomographie optique diffuse de luminescence. Application à la localisation de sources en image moléculaire*. Thèse de doctorat, École Centrale Paris, Paris, France, 150 p.
- [11] Canon rumors (2012). *Canon rumors*. <http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbase/solids/pnjun2.html> (page consultée le 15 août 2014).
- [12] Composant électronique (2013). *Composant électronique*. <http://www.composelec.com/photomultiplicateur.php> (page consultée le 6 décembre 2013).
- [13] Cossio, T., Slatton, K., Carter, W., Shrestha, K. et Harding, D. (2010). Predicting Small Target Detection Performance of Low-SNR Airborne Lidar. *Selected Topics in Applied Earth Observations and Remote Sensing, IEEE Journal of*, volume 3, numéro 4, p. 672–688.
- [14] Cova, S., Ghioni, A. L. et Zappa, F. (2003). *Evolution and Prospect of Single-Photon Avalanche Diodes and Quenching Circuits* (Rapport technique). Politecnico di Milano, 36 p.
- [15] Cova, S., Ghioni, M., Lacaita, A., Samori, C. et Zappa, F. (1996). Avalanche photodiodes and quenching circuits for single-photon detection. *Applied Optics*, volume 35, numéro 12, p. 1956–1976.
- [16] Crotti, M., Rech, I. et Ghioni, M. (2012). Four Channel, 40 ps Resolution, Fully Integrated Time-to-Amplitude Converter for Time-Resolved Photon Counting. *Solid-State Circuits, IEEE Journal of*, volume 47, numéro 3, p. 699–708.
- [17] Dolfi-Bouteyre, A., Canat, G., Valla, M., Augere, B., Besson, C., Goular, D., Lombard, L., Cariou, J.-P., Durecu, A., Fleury, D., Bricteux, L., Brousmiche, S., Lugan, S. et Macq, B. (2009). Pulsed 1.5- μm LIDAR for Axial Aircraft Wake Vortex Detection Based on High-Brightness Large-Core Fiber Amplifier. *Selected Topics in Quantum Electronics, IEEE Journal of*, volume 15, numéro 2, p. 441–450.
- [18] Fang, X., Hu-Guo, C., Ollivier-Henry, N., Brasse, D. et Hu, Y. (2010). Design of a Multi-Channel Front-End Readout ASIC With Low Noise and Large Dynamic Input Range for APD-Based PET Imaging. *Nuclear Science, IEEE Transactions on*, volume 57, numéro 3, p. 1015–1022.
- [19] Field, R., Realov, S. et Shepard, K. (2014). A 100 fps, Time-Correlated Single-Photon-Counting-Based Fluorescence-Lifetime Imager in 130 nm CMOS. *Solid-State Circuits, IEEE Journal of*, volume 49, numéro 4, p. 867–880.
- [20] Fishburn, M., Menninga, L., Favi, C. et Charbon, E. (2013). A 19.6 ps, FPGA-Based TDC With Multiple Channels for Open Source Applications. *Nuclear Science, IEEE Transactions on*, volume 60, numéro 3, p. 2203–2208.
- [21] Fisher, E., Underwood, I. et Henderson, R. (2013). A Reconfigurable Single-Photon-Counting Integrating Receiver for Optical Communications. *Solid-State Circuits, IEEE Journal of*, volume 48, numéro 7, p. 1638–1650.

- [22] Fontaine, R., Belanger, F., Cadorette, J., Leroux, J. D., Martin, J. P., Michaud, J. B., Pratte, J.-F., Robert, S. et Lecomte, R. (2005). Architecture of a dual-modality, high-resolution, fully digital positron emission tomography/computed tomography (PET/CT) scanner for small animal imaging. *Nuclear Science, IEEE Transactions on*, volume 52, numéro 3, p. 691–696.
- [23] Georgia State University (2003). *Georgia State University*. <http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbase/solids/pnjun2.html> (page consultée le 15 août 2014).
- [24] Gersbach, M., Richardson, J., Mazaleyrat, E., Hardillier, S., Niclass, C., Henderson, R., Grant, L. et Charbon, E. (2009). A low-noise single-photon detector implemented in a 130 nm CMOS imaging process. *Solid-State Electronics*, volume 53, numéro 7, p. 803 – 808.
- [25] Ghioni, M., Gulinatti, A., Rech, I., Zappa, F. et Cova, S. (2007). Progress in Silicon Single-Photon Avalanche Diodes. *Selected Topics in Quantum Electronics, IEEE Journal of*, volume 13, numéro 4, p. 852–862.
- [26] Green Facts (2014). *Green Facts*. <http://copublications.greenfacts.org/fr/lampes-basse-consommation/figtableboxes/light-spectrum.html> (page consultée le 16 juillet 2014).
- [27] Guerrieri, F., Tisa, S., Tosi, A. et Zappa, F. (2010). Two-Dimensional SPAD Imaging Camera for Photon Counting. *Photonics Journal, IEEE*, volume 2, numéro 5, p. 759–774.
- [28] Han, J.-Y., Perng, N.-H. et Chen, H.-J. (2013). LiDAR Point Cloud Registration by Image Detection Technique. *Geoscience and Remote Sensing Letters, IEEE*, volume 10, numéro 4, p. 746–750.
- [29] Henzler, S., Koeppe, S., Lorenz, D., Kamp, W., Kuenemund, R. et Schmitt-Landsiedel, D. (2008). A Local Passive Time Interpolation Concept for Variation-Tolerant High-Resolution Time-to-Digital Conversion. *Solid-State Circuits, IEEE Journal of*, volume 43, numéro 7, p. 1666–1676.
- [30] Hoff, J., Mekkaoui, A., Christian, D., Zimmerman, S., Cancelo, G., Kasper, P. et Yarema, R. (2001). PreFPIX2 : core architecture and results. *Nuclear Science, IEEE Transactions on*, volume 48, numéro 3, p. 485–492.
- [31] Ito, M., Lee, J. P. et Lee, J. S. (2013). Timing Performance Study of New Fast PMTs With LYSO for Time-of-Flight PET. *Nuclear Science, IEEE Transactions on*, volume 60, numéro 1, p. 30–37.
- [32] Jiang, R., Liang, X., Zhang, Q., Grobmyer, S., Fajardo, L. L. et Jiang, H. (2009). Phase-contrast diffuse optical tomography for in vivo breast imaging : A two-step method. *Applied Optics*, volume 48, numéro 24, p. 4749 – 4755.
- [33] Langner, J. (2003). *Development of a parallel computing optimized head movement correction method in positron emission tomography*. Mémoire de maîtrise, University of Applied Sciences Dresden, Dresden, Allemagne, 128 p.

- [34] Lecomte, R., Schmitt, D., Lightstone, A. W. et McIntyre, R. (1985). Performance Characteristics of BGO-Silicon Avalanche Photodiode Detectors for PET. *Nuclear Science, IEEE Transactions on*, volume 32, numéro 1, p. 482–486.
- [35] Lecoq, P., Auffray, E., Brunner, S., Hillemanns, H., Jarron, P., Knapitsch, A., Meyer, T. et Powolny, F. (2010). Factors Influencing Time Resolution of Scintillators and Ways to Improve Them. *Nuclear Science, IEEE Transactions on*, volume 57, numéro 5, p. 2411–2416.
- [36] Lincoln Laboratory (2013). *Lincoln Laboratory Massachusetts Institute of Technology*. <http://www.ll.mit.edu/mission/electronics/AIT/photoncounting.html> (page consultée le 3 décembre 2013).
- [37] Lu, P., Liscidini, A. et Andreani, P. (2012). A 3.6 mW, 90 nm CMOS Gated-Vernier Time-to-Digital Converter With an Equivalent Resolution of 3.2 ps. *Solid-State Circuits, IEEE Journal of*, volume 47, numéro 7, p. 1626–1635.
- [38] Marcelot, O., Estribeau, M., Goiffon, V., Martin-Gonthier, P., Corbiere, F., Molina, R., Rolando, S. et Magnan, P. (2014). Study of CCD Transport on CMOS Imaging Technology : Comparison Between SCCD and BCCD, and Ramp Effect on the CTI. *Electron Devices, IEEE Transactions on*, volume 61, numéro 3, p. 844–849.
- [39] Mun, M. H., Jung, S. W., Kang, H., Kim, D., Kim, H., Lee, S. H. et Park, H. (2009). Design and Simulation Result of N Substrate Reverse Type Avalanche Photodiode (APD). *Nuclear Science, IEEE Transactions on*, volume 56, numéro 3, p. 1046–1050.
- [40] Niclass, C., Favi, C., Kluter, T., Gersbach, M. et Charbon, E. (2008). A 128 X 128 Single-Photon Image Sensor With Column-Level 10-Bit Time-to-Digital Converter Array. *Solid-State Circuits, IEEE Journal of*, volume 43, numéro 12, p. 2977–2989.
- [41] Nolet, F. (2016). *Conception et intégration d'une architecture numérique pour l'ASIC LabPETII, un circuit de lecture d'une matrice de détection TEP de 64 pixels*. Mémoire de maîtrise, Université de Sherbrooke, Sherbrooke, Québec, Canada, 156 p.
- [42] Oo, K. T. Z., Mandelli, E. et Moses, W. (2007). A High-Speed Low-Noise 16-Channel CSA With Automatic Leakage Compensation In 0.35- μ m CMOS Process for APD-Based PET Detectors. *Nuclear Science, IEEE Transactions on*, volume 54, numéro 3, p. 444–453.
- [43] Pan, W., Gong, G. et Li, J. (2014). A 20-ps Time-to-Digital Converter (TDC) Implemented in Field-Programmable Gate Array (FPGA) with Automatic Temperature Correction. *Nuclear Science, IEEE Transactions on*, volume 61, numéro 3, p. 1468–1473.
- [44] PerBoss (2012). *Wikipedia commons*. http://commons.wikimedia.org/wiki/File:Prin_mes_lid.jpg (page consultée le 15 août 2014).
- [45] R. Cherry Simon, A. Sorenson James, E. P. M. (2003). *Physics in nuclear medicine*, 3^e édition. Elsevier, Philadelphia, PA, USA, 523 p.

- [46] Reagan, J., McCormick, M. et Spinhirne, J. (1989). Lidar sensing of aerosols and clouds in the troposphere and stratosphere. *Proceedings of the IEEE*, volume 77, numéro 3, p. 433–448.
- [47] Richardson, J., Grant, L. et Henderson, R. (2009). Low Dark Count Single-Photon Avalanche Diode Structure Compatible With Standard Nanometer Scale CMOS Technology. *Photonics Technology Letters, IEEE*, volume 21, numéro 14, p. 1020–1022.
- [48] Richardson, J., Webster, E., Grant, L. et Henderson, R. (2011). Scaleable Single-Photon Avalanche Diode Structures in Nanometer CMOS Technology. *Electron Devices, IEEE Transactions on*, volume 58, numéro 7, p. 2028–2035.
- [49] Roy, N. (2015). *Réalisation d'un convertisseur temps-numérique en CMOS 65 nm pour une intégration par pixel dans un module de comptage monophotonique*. Mémoire de maîtrise, Université de Sherbrooke, Sherbrooke, Québec, Canada, 156 p.
- [50] Savuskan, V., Javitt, M., Visokolov, G., Brouk, I. et Nemirovsky, Y. (2013). Selecting Single Photon Avalanche Diode (SPAD) Passive-Quenching Resistance : An Approach. *Sensors Journal, IEEE*, volume 13, numéro 6, p. 2322–2328.
- [51] Schwartz, D., Charbon, E. et Shepard, K. L. (2008). A Single-Photon Avalanche Diode Array for Fluorescence Lifetime Imaging Microscopy. *Solid-State Circuits, IEEE Journal of*, volume 43, numéro 11, p. 2546–2557.
- [52] Smith, D., Holland, A., Martin, A., Burt, D., Eaton, T. et Steward, R. (2006). Development and Testing of a 2-D Transfer CCD. *Electron Devices, IEEE Transactions on*, volume 53, numéro 11, p. 2748–2754.
- [53] Staszewski, R., Vemulapalli, S., Vallur, P., Wallberg, J. et Balsara, P. (2006). 1.3 V 20 ps time-to-digital converter for frequency synthesis in 90-nm CMOS. *Circuits and Systems II : Express Briefs, IEEE Transactions on*, volume 53, numéro 3, p. 220–224.
- [54] Tanenbaum, A. (2008). *Réseau*, 4^e édition. Pearson Education, Paris, France, 908 p.
- [55] Tetrault, M.-A. (2002). *Étude théorique et conception d'un système de détection de coïncidences en temps réel dédié à un tomographe d'émission par positrons pour petits animaux*. Mémoire de maîtrise, Université de Sherbrooke, Sherbrooke, Québec, Canada, 97 p.
- [56] Tetrault, M.-A., Oliver, J., Bergeron, M., Lecomte, R. et Fontaine, R. (2010). Real Time Coincidence Detection Engine for High Count Rate Timestamp Based PET. *Nuclear Science, IEEE Transactions on*, volume 57, numéro 1, p. 117–124.
- [57] Tetrault, M.-A., Viscogliosi, N., Riendeau, J., Belanger, F., Michaud, J. B., Semmaoui, H., Berard, P., Lemieux, F., Arpin, L., Cadorette, J., Pepin, C., Robert, G., Lepage, M., Lecomte, R. et Fontaine, R. (2006). System Integration of the LabPET Small Animal PET Scanner. Dans *Nuclear Science Symposium Conference Record, 2006. IEEE*. volume 3. p. 1880–1884.

- [58] Thompson, C. et Goertzen, A. (2011). Evaluation of a 16 :3 Signal Multiplexor to Acquire Signals From a SPM Array With Dual and Single Layer LYSO Crystal Blocks. *Nuclear Science, IEEE Transactions on*, volume 58, numéro 5, p. 2175–2180.
- [59] ThorLabs (2013). *ThorLabs*. http://www.thorlabs.com/NewGroupPage9_PF.cfm?Guide=10&Category_ID=220&ObjectGroup_ID=5255 (page consultée le 3 décembre 2013).
- [60] Tokairin, T., Okada, M., Kitsunezuka, M., Maeda, T. et Fukaiishi, M. (2010). A 2.1-to-2.8-GHz Low-Phase-Noise All-Digital Frequency Synthesizer With a Time-Windowed Time-to-Digital Converter. *Solid-State Circuits, IEEE Journal of*, volume 45, numéro 12, p. 2582–2590.
- [61] Veerappan, C. (2010). *Data Acquisition System Design for a 160x128 Single-photon Image Sensor with On-pixel 55 ps Time-to-digital Converter*. Mémoire de maîtrise, Technische Universiteit Delft, Delft, Hollande-Méridionale, Pays-Bas, 115 p.
- [62] Vernon, E., Ackley, K., De Geronimo, G., Fried, J., He, Z., Herman, C. et Zhang, F. (2010). ASIC for High Rate 3D Position Sensitive Detectors. *Nuclear Science, IEEE Transactions on*, volume 57, numéro 3, p. 1536–1542.
- [63] Villa, F., Markovic, B., Bellisai, S., Bronzi, D., Tosi, A., Zappa, F., Tisa, S., Durini, D., Weyers, S., Paschen, U. et Brockherde, W. (2012). SPAD Smart Pixel for Time-of-Flight and Time-Correlated Single-Photon Counting Measurements. *Photonics Journal, IEEE*, volume 4, numéro 3, p. 795–804.
- [64] Wang, N., Johnson, K. et Wright, A. (2013). Comparison of Strategies for Enhancing Energy Capture and Reducing Loads Using LIDAR and Feedforward Control. *Control Systems Technology, IEEE Transactions on*, volume 21, numéro 4, p. 1129–1142.
- [65] Webster, E., Richardson, J., Grant, L., Renshaw, D. et Henderson, R. (2012). A Single-Photon Avalanche Diode in 90-nm CMOS Imaging Technology With 44% Photon Detection Efficiency at 690 nm. *Electron Device Letters, IEEE*, volume 33, numéro 5, p. 694–696.
- [66] Wu, J. et Shi, Z. (2008). The 10-ps wave union TDC : Improving FPGA TDC resolution beyond its cell delay. Dans *Nuclear Science Symposium Conference Record, 2008. NSS '08. IEEE*. p. 3440–3446.
- [67] Yang, X., Downie, E., Farrell, T. et Peng, H. (2013). Study of light transport inside scintillation crystals for PET detectors. *Physics in Medicine and Biology*, volume 58, numéro 7, p. 2143–2161.
- [68] Yousif, A. et Haslett, J. (2007). A Fine Resolution TDC Architecture for Next Generation PET Imaging. *Nuclear Science, IEEE Transactions on*, volume 54, numéro 5, p. 1574–1582.
- [69] Yu, J., Dai, F. F. et Jaeger, R. (2010). A 12-Bit Vernier Ring Time-to-Digital Converter in 0.13 μm CMOS Technology. *Solid-State Circuits, IEEE Journal of*, volume 45, numéro 4, p. 830–842.

- [70] Zanganeh, S., Xu, Y., Hamby, C., Backer, M., Backer, J. et Zhu, Q. (2013). Enhanced fluorescence diffuse optical tomography with indocyanine green-encapsulating liposomes targeted to receptors for vascular endothelial growth factor in tumor vasculature. *Journal of Biomedical Optics*, volume 18, numéro 12, p. 126014–126023.
- [71] Zhao, L., Hu, X., Liu, S., Wang, J., Shen, Q., Fan, H. et An, Q. (2013). The Design of a 16-Channel 15 ps TDC Implemented in a 65 nm FPGA. *Nuclear Science, IEEE Transactions on*, volume 60, numéro 5, p. 3532–3536.

